

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**POROVNÁNÍ KVALITY NOSITELNÝCH ZAŘÍZENÍ
SNÍMAJÍCÍCH SRDEČNÍ AKTIVITU**

COMPARISON OF HEART ACTIVITY SENSING DEVICES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martina Babicová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Radovan Smíšek

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Martina Babicová

ID: 196745

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Porovnání kvality nositelných zařízení snímajících srdeční aktivitu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou snímání biosignálů pomocí nositelných zařízení. 2) Seznamte se s metodami stanovujícími kvalitu signálu. 3) Nasnímejte dostupnými zařízeními klidové i zátěžové záznamy EKG, případně další signály vhodné pro odhad kvality signálu (akcelerometr apod.). U přístrojů neumožňujících měření EKG zaznamenejte tepovou frekvenci. 4) Realizujte v programovém prostředí MATLAB algoritmus hodnotící kvalitu EKG. 5) Porovnejte testovaná zařízení dle kvality nasnímaného signálu. 6) Diskutujte dosažené výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Orphanidou C, Bonnici T, Charlton P, Clifton D, Vallance D, Tarassenko L. Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: Derivation and applications to wireless monitoring. IEEE J Biomed Heal Informatics 2015;19:832–8. doi:10.1109/JBHI.2014.2338351.

[2] Satija U, Ramkumar B, Manikandan MS. An automated ECG signal quality assessment method for unsupervised diagnostic systems. Biocybern Biomed Eng 2018;38:54–70. doi:10.1016/j.bbe.2017.10.002.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Radovan Smíšek

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Cieľom tejto práce je porovnanie kvality nositeľných zariadení merajúcich srdcovú aktivitu. Hodnotenie záznamu EKG však nie je možné za prítomnosti svalového rušenia, ktorého odstránenie je jednou z potrieb pre vyhodnotenie úspešnosti prístroja. Teoretická časť predstavuje elektrofyziológiu srdca, elektrokardiografiu, rôzne druhy rušenia, teoretický základ k snímaniu biosignálov vrátane použitých zariadení a metódy pre odhad kvality signálu. Praktickou časťou je výpočet SNR (pomer signálu k šumu). Na oddelenie užitočnej zložky a zložky šumu je využitý vlnkový filter a wienerovský filter založený na vlnkovej doméne.

KLÚČOVÉ SLOVÁ

EKG signál, kvalita signálu EKG, šum, SNR, vlnková transformácia, nositeľné zariadenia

ABSTRACT

The goal of this work is comparison of heart activity sensing devices. However, an ECG record cannot be evaluated with the presence of muscle interference. Removing this noise is one of the needs for device success. The theoretical part represents electrophysiology of the heart, electrocardiography, various interferences types, theoretical basis for recording of biosignals including used devices and methods signal quality estimation. The practical part is SNR (signal-to-noise ratio) calculation. The Wavelet filter and Wiener filter-based wavelet domain are used to separate the useful and noise component.

KEYWORDS

ECG signal, quality of ECG signal, noise, SNR, wavelet transform, wearable devices

BABICOVÁ, Martina. *Porovnání kvality nositelných zařízení snímajících srdeční aktivitu*. Brno, 2019, 62 s. Bakalárska práca. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedúci práce: Ing. Radovan Smíšek

VYHLÁSENIE

Vyhlasujem, že som svoju bakalársku prácu na tému „Porovnání kvality nositelných zařízení snímajících srdeční aktivitu“ vypracovala samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce, využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autora uvedenej bakalárskej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušila autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákoníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

POĎAKOVANIE

Rada by som poďakovala vedúcemu bakalárskej práce pánovi Ing. Radovanovi Smíškovi za odborné vedenie, všetky konzultácie, trpezlivosť a podnetné návrhy k práci. Ďalej by som chcela poďakovať svojmu manželovi a rodičom za podporu.

Brno

.....

podpis autorky

Obsah

Úvod	11
1 Elektrofyziológia, EKG	12
1.1 Elektrofyziológia srdca	12
1.2 Elektrokardiografia	13
1.2.1 Popis EKG krivky	13
1.2.2 Rušenie v EKG signáli	15
2 Snímanie biosignálov nositeľnými zariadeniami	17
2.1 Zariadenie Faros	17
2.2 Zariadenie CorScience	18
2.3 Zariadenie BiosignalPlux	20
2.4 Zariadenie Holtermedical	21
3 Odhad kvality signálu	22
3.1 SNR (Signal to Noise Ratio)	22
3.1.1 Vlnková transformácia	22
3.1.2 Využitie vlnkovej transformácie pri filtrácii EKG	24
3.1.3 Wienerovská vlnková filtrácia s pilotným odhadom	28
3.1.4 EMD (empirický rozklad signálu)	29
3.2 Ďalšie vybrané metódy stanovenia kvality	31
3.2.1 Metóda SQI	31
3.2.2 Metóda IHR	31
4 Realizácia algoritmu hodnotiaceho kvalitu EKG záznamu	33
4.1 Dáta	33
4.2 Odhad kvality na umelých záznamoch EKG	34
4.3 Odhad kvality na reálnych záznamoch EKG	38
4.3.1 Filtrácia driftu s využitím EMD	39
4.3.2 Filtrácia vlnkovým filtrom	39
4.3.3 Filtrácia wienerovským vlnkovým filtrom s metódou pilotného odhadu	40
4.3.4 Porovnanie filtrácie vlnkovým a wienerovským filtrom	41
4.3.5 Výsledný odhad kvality z rôznych zariadení	42
5 Porovnanie zariadení podľa kvality nasnímaných signálov	45
5.1 Vyhodnotenie vplyvu nastavení vlnkového a wienerovského filtru na výsledky	48

5.1.1	Vplyv výberu stupňa dekompozície	48
5.1.2	Vplyv výberu vlnky	48
5.1.3	Vplyv výberu typu prahovania	49
5.1.4	Vplyv výberu prahu	50
6	Záver	51
	Literatúra	53
	Zoznam symbolov, veličín a skratiek	56
	Zoznam príloh	57
A	Umelé signály	58
A.1	Tabulky vyhodnotenia rozdielu medzi generovaným SNR a vypočítaným SNR po filtrácii vlnkovým filtrom	58
B	Reálne signály	60
B.1	1.meranie - rušenie hlavne zo svalov brucha	60
B.2	2.meranie - rušenie hlavne zo svalov rúk a hornej časti hrudníka . . .	60
B.3	3.meranie - rušenie hlavne z drepov	61
C	Obsah priloženého CD	62

Zoznam obrázkov

1.1	Prevodový systém srdca (prevzaté a upravené z [3])	13
1.2	Popis fyziologickej EKG krivky vrátane segmentov a intervalov (prevzaté z [5])	14
1.3	Druhy rušenia v signáli EKG: a) drift základnej izolínie b) sieťový brum c) myopotenciály (prevzaté a upravené z [7])	16
2.1	Meracie zariadenie Faros 180° (vľavo) a Faros 360° (vpravo) (prevzaté z [9])	17
2.2	Zobrazenie správneho pripnutia Prístrojov Faros 180° a Faros 360° (prevzaté a upravené z [9])	18
2.3	Prístroj BT3/6 od Corscience (prevzaté z [11])	19
2.4	Zariadenie BiosignalPlux (prevzaté z [12])	20
3.1	Bázové funkcie vlnkovej transformácie: materská vlnka a jej formy časovo posunuté a dilatované (a - dilatácia, b – časové posunutie) (prevzaté a upravené z [16])	23
3.2	Bloková schéma vlnkového filtra s M stupňami rozkladu. WT označuje vlnkovú transformáciu. H je úprava transformačných koeficientov. IWT označuje inverznú vlnkovú transformáciu. $x(n)$ – zašumený signál. $\hat{s}(n)$ – signál po filtrácii (prevzaté z [13])	24
3.3	Prahovanie vlnkových koeficientov (prevzaté a upravené z [20])	28
3.4	Bloková schéma wienerovského filtra s pilotným odhadom (prevzaté a upravené z [13])	29
3.5	Empirický rozklad signálu na 6 IMF zložiek (prevzaté z [21])	30
4.1	Popis algoritmu pre odhad kvality umelých EKG záznamov	34
4.2	3 rôzne vlnky (bior1.1, bior1.3, bior1.5), 2 typy prahu (univerzálny, empirický s konštantou 3), 3 typy prahovania (tvrdé, mäkké, hybridné), počet vyfiltrovaných pásiem (1.pásma (125 Hz – 62,5 Hz), 2.pásma (62,5 Hz – 31,25 Hz), 3. pásma (31,25 Hz – 15,625 Hz)) a 17 rôznych hodnôt SNR (od -20 dB do 30 dB)	36
4.3	Umelé zarušené signály pred a po filtrácii s vývojom hodnoty SNR	38
4.4	Signál zo zariadenia Holtermedical po filtrácii driftu s využitím EMD	39
4.5	Signály po filtrácii s využitím EMD a vlnkovým filtrom	40
4.6	Signály po filtrácii s využitím EMD a wienerovským filtrom	41
4.7	Porovnanie filtrácie vlnkového a wienerovského filtra	42
4.8	Signály po filtrácii s využitím EMD a odhadom parametra SNR (1. meranie), jednotlivé farby ohraničujú úsek myopotenciálov rozličného pôvodu: žltá - drepy, červená - zatnutie svalov rúk a hornej časti hrudníka, zelená - zatnutie svalov brucha	43

4.9	Signály po filtrácii s využitím EMD a odhadom parametra SNR (2. meranie), jednotlivé farby ohraničujú úsek myopotenicálov rozličného pôvodu: žltá - drepy, červená - zatnutie svalov rúk a prevažne hornej časti hrudníka, zelená - zatnutie svalov brucha (miernejšie ako pri prvom meraní)	43
4.10	Signály po filtrácii s využitím EMD a odhadom parametra SNR (3. meranie), žltá farba ohraničuje úsek myopotenicálov pri drepoch	44
5.1	EKG krivka zo zariadenia BiosignalPlux	47
5.2	Porovnanie tvaru kriviek - bior1.1, bior1.3, bior1.5	49
5.3	Porovnanie univerzálneho a empirického prahu počítaného zo signálu zariadenia CorScience pre najvyššie pásmo 125 Hz až 250 Hz	50
B.1	Prehľad filtrácie z 3 zariadení s väčším množstvom šumu v rovnakom čase - pri zatínaní svalov brucha	60
B.2	Prehľad filtrácie z 3 zariadení s väčším množstvom šumu v rovnakom čase - pri zatínaní svalov rúk a hornej časti hrudníka	60
B.3	Prehľad filtrácie z 3 zariadení s väčším množstvom šumu v rovnakom čase - pri drepoch	61

Zoznam tabuliek

4.1	Rozklad umelého signálu vlnkovou trnasformáciou pri vzorkovacej frekvencii 250 Hz a stupeň dekompozície 4	35
4.2	Porovnanie vygenerovaného SNR s vypočítaným SNR po filtrácii umelo zarušených signálov s parametrami: vlnka bior1.5, empirický prah, filtrované 3 pásma (frekvenčne 15,625 až 125 Hz) SNR 1 - pri tvrdom prahovaní, SNR 2 - pri mäkkom prahovaní, SNR 3 - pri hybridnom prahovaní	37
5.1	Štatistické parametre z vypočítaných hodnôt SNR po filtrácii: priemer, medián, minimum, maximum z 1. merania	46
5.2	Štatistické parametre z vypočítaných hodnôt SNR po filtrácii: priemer, medián, minimum, maximum z 2. merania	46
5.3	Štatistické parametre z vypočítaných hodnôt SNR po filtrácii: priemer, medián, minimum, maximum z 3. merania	46
A.1	Porovnanie vygenerovaného SNR s vypočítaným SNR po filtrácii umelo zarušených signálov s parametrami: vlnka bior1.1, empirický prah, filtrované 3 pásma (frekvenčne 15,625 až 125 Hz) SNR 1 - pri tvrdom prahovaní, SNR 2 - pri mäkkom prahovaní, SNR 3 - pri hybridnom prahovaní	58
A.2	Porovnanie vygenerovaného SNR s vypočítaným SNR po filtrácii umelo zarušených signálov s parametrami: vlnka bior1.3, empirický prah, filtrované 3 pásma (frekvenčne 15,625 až 125 Hz) SNR 1 - pri tvrdom prahovaní, SNR 2 - pri mäkkom prahovaní, SNR 3 - pri hybridnom prahovaní	59

Úvod

Elektrokardiografia, ako neodmysliteľná súčasť kardiologických vyšetrení, je využívaná pre mnoho aplikácií v medicíne. S novým trendom všetko miniaturizovať a prenášať sa do popredia dostávajú nositeľné zariadenia schopné zmerať elektrické potenciály srdca. Prinášajú možnosť dlhodobo získavať informáciu o aktivite srdca a tým prispieť ku kvalitnejšej diagnostike kardiovaskulárnych ochorení. Niektoré patologické stavy sa prejavia len pri záťaži srdca, niektoré aj v pokoji. Avšak nie vždy je odhalená porucha z krátkeho EKG záznamu v ambulancii. Pacient je preto pozorovaný dlhší čas pri najrôznejších činnostiach a lekár má komplexnejšie dáta pre potvrdenie diagnózy. Pri každom snímaní signálu hrá veľkú rolu šum. U nositeľných zariadení sú hlavnou šumovou zložkou myopotenciály. Odhad množstva týchto myopotenciálov je jedným z dôležitých cieľov tejto práce. Hlavným cieľom tejto práce je porovnanie rozličných nositeľných zariadení na základe odhadu kvality signálov.

Prvá časť práce obsahuje teoretické podklady k elektrofyziológii srdca, elektrokardiografii vrátane popisu krivky EKG. Následne sa práca venuje snímaniu biosignálov, kde je prehľad použitých prístrojov a ich technická špecifikácia. Podklad pre samotný algoritmus tvorí časť zaoberajúca sa odhadom kvality signálu rôznymi metódami. Realizovanou je metóda SNR, pričom k jej využitiu predchádza spracovanie signálu vlnkovým a wienerovským filtrom. V prípade aplikovania tejto metódy je totiž podstatné úspešne oddeliť šumovú zložku od užitočnej. Ďalšími metódami sú SQI a IHR, ktoré v praktickej časti nie sú implementované.

Praktická časť predstavuje realizáciu algoritmu hodnotiaceho kvalitu signálu. Tento oddiel zahŕňa nastavenie a testovanie použitých metód na umelých a reálnych dátach vrátane popisu ich zisku. Po oddelení šumovej zložky od užitočnej zložky filtráciou signálu je vytvorený odhad parametrom SNR. Práca je zakončená zhrnutím dosiahnutých výsledkov filtrácie a hodnotením kvality signálu. Práve vďaka porovnaní nasnímaných signálov je možné posúdiť použiteľnosť konkrétnych zariadení.

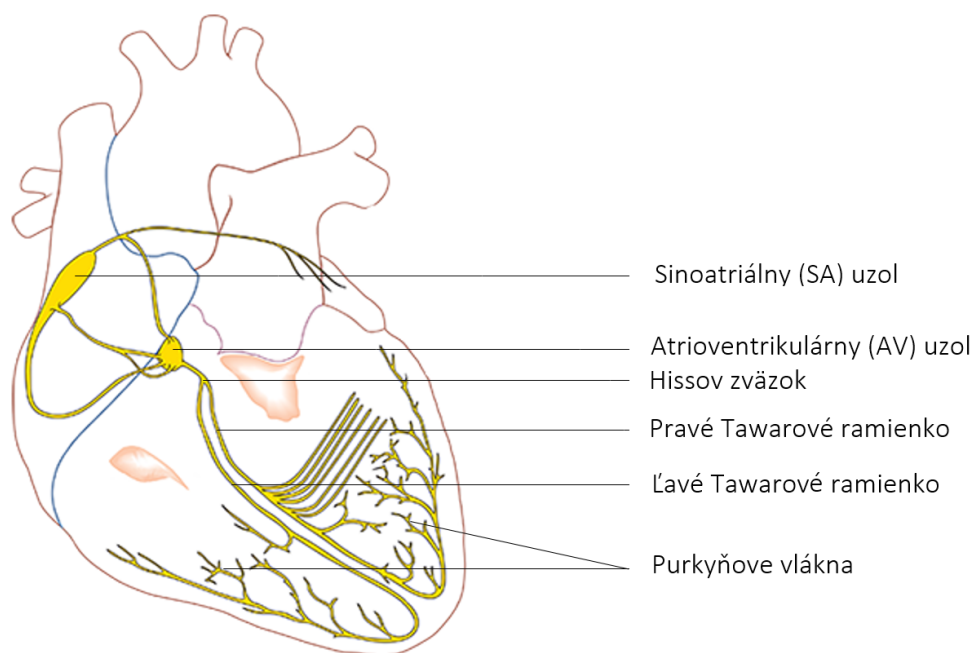
1 Elektrofyziológia, EKG

Základnou vlastnosťou srdcových buniek je elektrická aktivita. Vďaka tomu, že sa elektrické podráždenie šíri postupne bunkami po celom srdci je možné ho registrovať na povrchu tela elektródami. Elektrická polarita srdcovej bunky je udržiavaná prostredníctvom membránových púmp a energie, ktorú pumpy pre svoju činnosť vyžadujú. V stave pokoja je bunka polarizovaná. To znamená, že vnútorná časť má záporný náboj a povrch kladný náboj. Tento stav sa zmení pri elektrickom procese depolarizácie, kedy sa membránovými pumpami náboj v bunke zmení na kladný a postupuje aj na ďalšie bunky. Keď sú všetky bunky depolarizované, nastáva opačný proces nazývaný repolarizácia, ktorý postupne dostane bunky do pokojového stavu. Práve depolarizácia a repolarizácia predstavujú vedenie elektrických vzruchov srdcom, ktoré potom zaznamenávame na EKG.[1]

1.1 Elektrofyziológia srdca

Z elektrokardiografického hľadiska má srdce viac typov buniek. Každý typ má svoju konkrétnu funkciu. Vzruchotvorné, ako už sám názov napovedá, sú určené k tvorbe vzruchov, teda čisto pre elektrickú srdcovú činnosť. Frekvencia vzruchov je ovplyvňovaná autonómnym nervovým systémom a potrebami organizmu. Nasledujúcou potrebou srdca je vytvorený vzruch urýchlene preniesť aj do vzdialených oblastí a na to sa špecializujú bunky prevodného systému. Výsledné kmity a vlny v EKG najviac ovplyvňujú bunky pracovného myokardu, ktoré zabezpečujú mechanickú činnosť srdca. Tieto bunky tvoria najväčšiu časť srdcového tkaniva.[1]

Prevodový systém srdca zobrazený na obr. 1.1 sa skladá zo sinoatriálneho uzlu (SA uzol), atrioventrikulárneho uzlu (AV uzol), Hissovho zväzku, Tawarových ramienok a Purkyňových vlákien. Za fyziologických podmienok vzniká elektrický impulz v sinoatriálnom uzle. Pri prevoде do komôr musí prejsť cez sieňokomorovú prepážku, ktorá je však elektricky nevodivá až na jedno miesto, ktorým je atrioventrikulárny uzol. Týmto miestom prenikne elektrický impulz do komory. Aby predsieni stihli naplniť komory krvou, je potrebné, aby mechanická kontrakcia komôr bola oneskorená voči mechanickej kontrakcii predsieni. Preto je vedenie elektrického impulzu v atrioventrikulárnom uzle spomalené. Po splynutí elektrickej a mechanickej kontrakcie signál pokračuje Hissovým zväzkom na vetvu pravého a ľavého Tawarového ramienka. Ďalej vedenie pokračuje Purkyňovými vláknami k bunkám pracovného myokardu komôr. Na rozdiel od atrioventrikulárneho uzlu je ďalšie vedenie veľmi rýchle. Dôvodom je, aby celková kontrakcia myokardu bola synchronná a kontrahovalo sa maximum kardiomyocytov.[2]



Obr. 1.1: Prevodový systém srdca (prevzaté a upravené z [3])

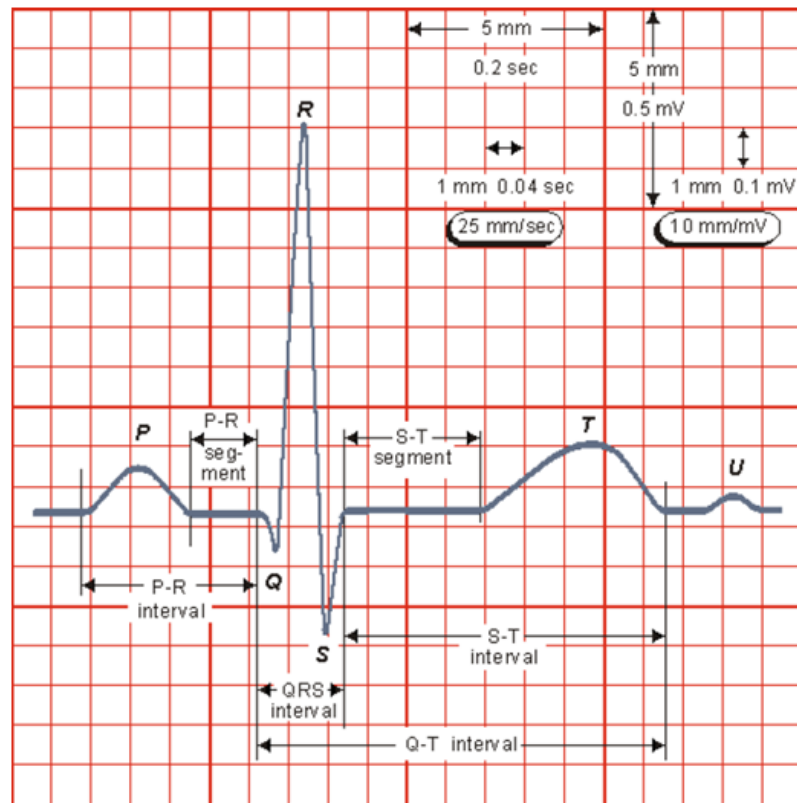
1.2 Elektrokardiografia

Elektrokardiogram, ako grafický záznam, ukazuje v časovom priebehu elektrickú aktivitu srdca. Krivku EKG predstavujú vlny, intervaly a segmenty. Vlny EKG krivky sú pozitívne a negatívne výkyvy, podľa konvencie tiež označované P, T, U a komplex QRS. V rámci EKG krivky rozlišujeme taktiež segmenty a intervaly. Segment je časť od konca jednej vlny po začiatok nasledujúcej vlny a interval je dlhší úsek od začiatku jednej vlny po začiatok druhej vlny.[4]

1.2.1 Popis EKG krivky

Jednotlivé časti krivky EKG zobrazené na obr. 1.2 predstavujú elektrické prejavy v srdci. Začiatkom každého fyziologického záznamu by mala byť vlna P odrážajúca depolarizáciu svalového tkaniva predsiení a taktiež je hlavným ukazateľom sínusového rytmu. Väčšinou je vlna P pozitívna s trvaním približne 80 ms a výškou amplitúdy maximálne 2,5 mm/0,25 mV. Interval P-Q (prípadne P-R, podľa toho, či komorový komplex začína kmitom Q alebo R) trvá fyziologicky v rozmedzí 120 ms až 200 ms a zobrazuje čas potrebný pre rozšírenie depolarizácie až po Purkyňove vlákna. Kmit Q je prvý negatívny kmit pred kmitom R a reflektuje depolarizáciu medzikomorovej prepážky. Kmit R je prvý pozitívny kmit za vlnou P. Za kmitom R nasleduje kmit negatívny, označovaný ako S. Spoločne kmity Q, R, S vytvárajú komorový komplex QRS, ktorý predstavuje depolarizáciu komôr. Doba trvania ce-

lého komplexu je do 110 ms. Segment S-T je úsek medzi koncom komplexu QRS a začiatkom vlny T. Fyziologicky je na úrovni izoelektrickej línie a ukazuje skorú repolarizáciu komôr. Celkovú depolarizáciu a repolarizáciu predstavuje interval Q-T. Je časovo ovplyvnený frekvenciou srdca a trvá maximálne 450 ms. Tento interval je odlišný u žien a mužov. Poslednou súčasťou krivky EKG je malá pozitívna vlna U ako neskorá repolarizácia svaloviny komôr.[2],[4]



Obr. 1.2: Popis fyziologickej EKG krivky vrátane segmentov a intervalov (prevzaté z [5])

1.2.2 Rušenie v EKG signáli

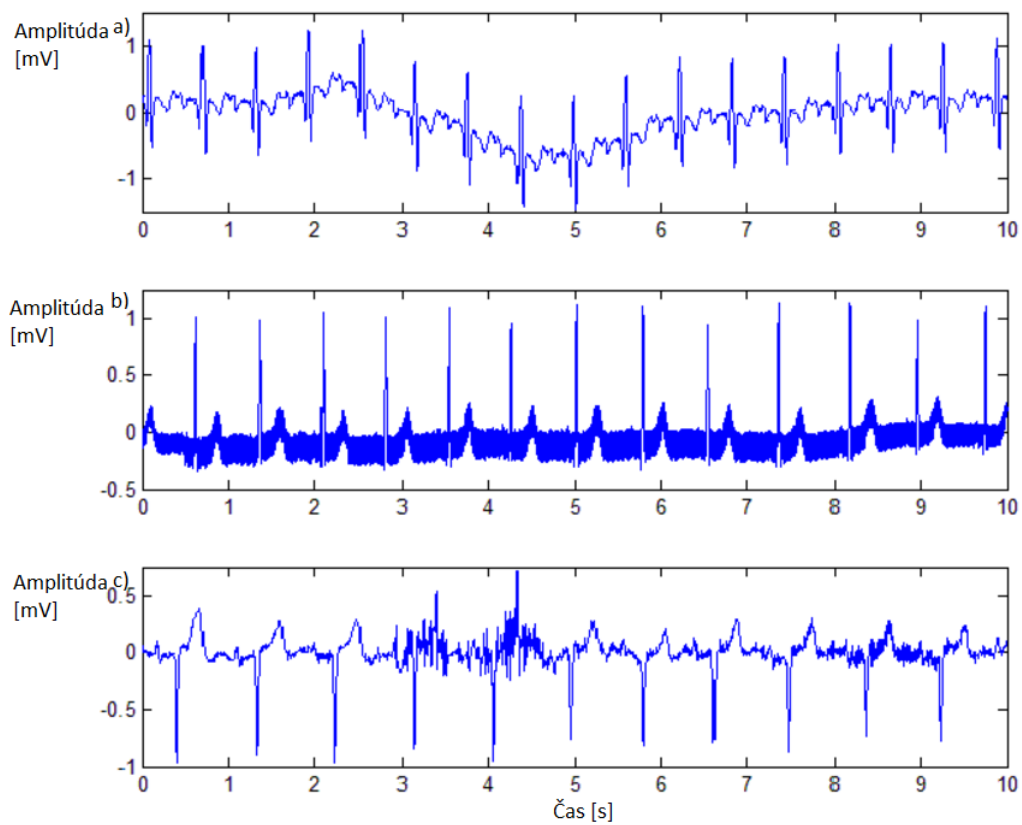
Ako všetky biosignály, aj záznam EKG je ovplyvňovaný nežiadúcimi zložkami. Rôzne druhy šumov, ktoré sa vyskytujú v tomto signáli ovplyvňujú jeho tvar. Práve tvar krivky EKG je nositeľom diagnostickej informácie, preto je potrebné v prvom rade zaistiť pri vyšetrení čo najlepšie podmienky pre meranie nerušeného signálu a následne zvoliť vhodné spracovanie signálu.

V signáli EKG sú prítomné úzkopásmové aj širokopásmové rušenia vzhľadom na šírku frekvenčného pásma zobrazené na obr. 1.3. Do skupiny úzkopásmových zaraďujeme pomalé kolísanie izoelektrickej línie a sieťový brum. Naopak, šum vznikajúci pri rýchlych pohyboch nazývaný myopotenciály spadá do skupiny širokopásmových šumov.[6]

Úzkopásmové rušenie elektrorozvodnou sieťou nazývané aj „sieťový brum“ sa do užitočného signálu vnáša indukciou a parazitnými kapacitnými väzbami. Prejavuje sa hlavne na frekvencii 50 Hz v európskych krajinách. Na odstránenie rušenia tohto typu sa používa lineárna pásmová zádrž so strednou frekvenciou 50 Hz.[2],[6]

Drift nulovej elektrickej izolácie predstavuje nesprávne umiestnenie nulovej izolácie signálu. V EKG zázname sa objavujú 2 kategórie driftu: pomalý a skokový drift. Príčinou pomalého driftu sú väčšinou pohyby spojené s dýchaním pacienta alebo pomalými elektrochemickými dejmi na povrchu elektródy, ktoré môžu viesť k trvalým posunom základnej izolácie smerom k záporným alebo kladným hodnotám. Vďaka tomu, že frekvenčne nezasahuje do spektra užitočného signálu (jeho hodnota je obvykle do 1,5 Hz), je pomerne jednoduché ho vyfiltrovať hornou priepustou. Rozdielne to je však u skokového driftu. Ide o náhlu zmenu základnej izolácie v dôsledku zlého kontaktu elektródy s kožou pacienta a vplyvom tohto kontaktu dochádza ku kondenzácii impedancie z okolitej kože, čím sa vytvorí šum. Je veľmi obtiažne ho vyfiltrovať, pretože frekvenčne zasahuje do oblasti užitočného signálu EKG.[2],[6]

Artefakty spôsobené myopotenciálmi frekvenčne pokrývajú široké spektrum signálu EKG a zasahujú doň až do frekvencie 20 Hz. Šum úzko súvisí s intenzitou svalovej kontrakcie a pozíciou elektród voči svalom. V prvom rade je dôležité adekvátne zvoliť pozície EKG elektród a minimalizovať pohyb pacienta. Z hľadiska spracovania signálu je účinná filtrácia obtiažna, pretože väčšina filtrov lineárneho typu značne zdeformuje väčšie výchylky ako je komplex QRS. Preto je žiadúce v prípadoch, kde sa očakáva väčšie množstvo myopotenciálov (napríklad signály získané z nositeľných zariadení) použiť nelineárne prístupy. Preferované sú metódy kumulačných techník alebo metódy rozkladu zaznamenaného signálu pomocou vlnkovej transformácie, ktorá bola použitá aj v tejto práci a je viacej preberaná v kapitole 3. Práve v prípadoch záťažových testov EKG je nutné si uvedomiť, že so stupňom záťaže sa zvyšuje množstvo myopotenciálov, ktoré je potrebné odstrániť.[2],[6]



Obr. 1.3: Druhy rušenia v signáli EKG: a) drift základnej izolácie b) sieťový brum c) myopotenciály (prevzaté a upravené z [7])

2 Snímanie biosignálov nositeľnými zariadeniami

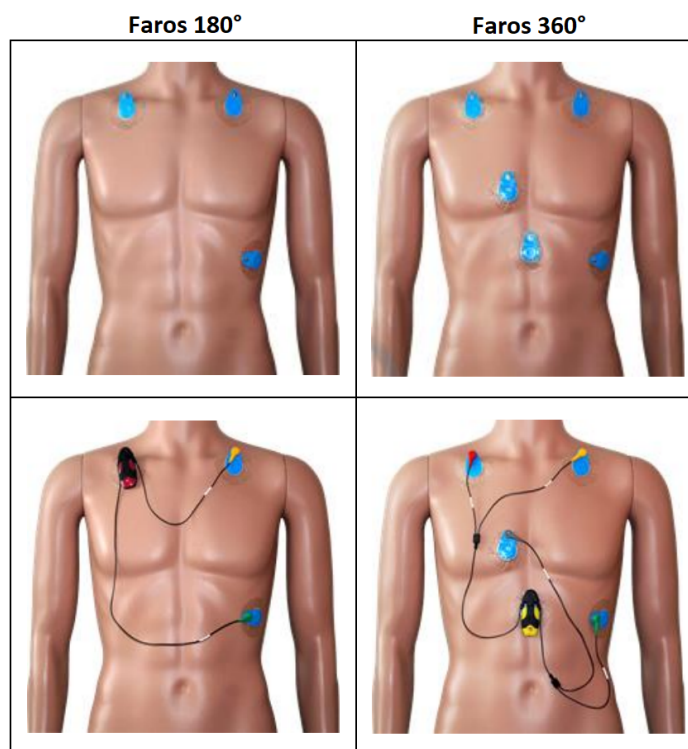
Elektrokardiogram, ako záznam o srdcovej aktivite, je využívaný pre mnoho aplikácií v oblasti diagnostiky kardiovaskulárnych ochorení, rozpoznávaní arytmií alebo rozlišovaní fyzickej aktivity človeka. Aby boli tieto systémy aplikovateľné s dostatočnou mierou správnej detekcie a mohlo byť prevedené spoľahlivé meranie morfológických znakov, je nutné správne umiestnenie elektród a obmedzenie rušenia. Pri nositeľných zariadeniach, ktoré umožňujú dlhodobý záznam EKG, sú najväčšou šumovou zložkou myopotenciály. Práve tie je potrebné vhodne odstrániť, aby nezasahovali, prípadne neprekrývali diagnosticky významné časti krivky EKG. V tejto kapitole sú popísané konkrétne zariadenia používané v rámci bakalárskej práce a ich technická špecifikácia uvádzaná výrobcom.[8]

2.1 Zariadenie Faros

Prístroj Faros je jedným z vybraných nositeľných zariadení, ktoré merajú aktivitu srdca, konkrétne EKG a HRV. Jeho kompaktnosť dokazujú malé rozmery (48 x 29 x 12 mm) a váha len 13 g. Je používaný hlavne pre dlhodobé monitorovanie zdravotného stavu a vedecké výskumy. V tejto práci sú používané 2 typy zobrazené na obr. 2.1 Ukladanie dát je možné vykonať 2 spôsobmi: offline - prenášanie dát do počítača pomocou kábla alebo online pomocou technológie Bluetooth s možnosťou okamžite dáta vyhodnotiť. Pripnutie prístroja je riešené použitím hrudného pásu alebo sadou elektród pripojených na hrudník vyšetrovanej osoby. Umiestnenie elektród je znázornené na obr. 2.2. Elektródy je vhodné umiestniť na suchú, čistú pokožku pre minimálnu rušivých vplyvov.[9]



Obr. 2.1: Meracie zariadenie Faros 180° (vľavo) a Faros 360° (vpravo) (prevzaté z [9])



Obr. 2.2: Zobrazenie správneho pripnutia Prístrojov Faros 180° a Faros 360° (prevzaté a upravené z [9])

Technická špecifikácia Faros 180° a 360°

- Výrobca: Mega Electronics
- Hmotnosť: 13 g
- Rozmery: 48x29x12 mm
- Pamäť zariadenia: 4 GB
- Možnosť prenosu dát: kábel, Bluetooth
- Batéria: 3,7 V Li – ion
- Dátový formát: EDF,SDF/ASC
- Vzorkovacie frekvencie EKG: 125, 250, 500, 1000 Hz
- ADC presnosť: 12 bitov (Faros 180°), 24 bitov (Faros 360°)[9]

2.2 Zariadenie CorScience

CorScience je sieťovo nezávislý 3, 6 a 12-kanálový EKG merací prístroj. Je tiež jednoducho prenosný, ovládateľný a kompaktný. Podobne ako Faros má možnosť online hodnotenia záznamu vďaka technológii Bluetooth. Displej ponúka priamo možnosti zobrazenia tepovej frekvencie a indikátory pre úroveň batérie, bezdrôtového spojenia

a kontakty s elektródami. Vlastnosti sú závislé na konkrétnom prevedení zariadenia. V tejto práci bude využitý BT3/6 zobrazený na obr. 2.3. Zariadenia s 3 a 6 kanálmi využívajú 4 olovené káble, pričom 6-kanálový prístroj vie obsiahnuť Eit-hovenove aj Goldbergove zapojenie. Ďalšia varianta 12-kanálového EKG prístroja ponúka prídanie Wilsonových 6 zvodov.[10]



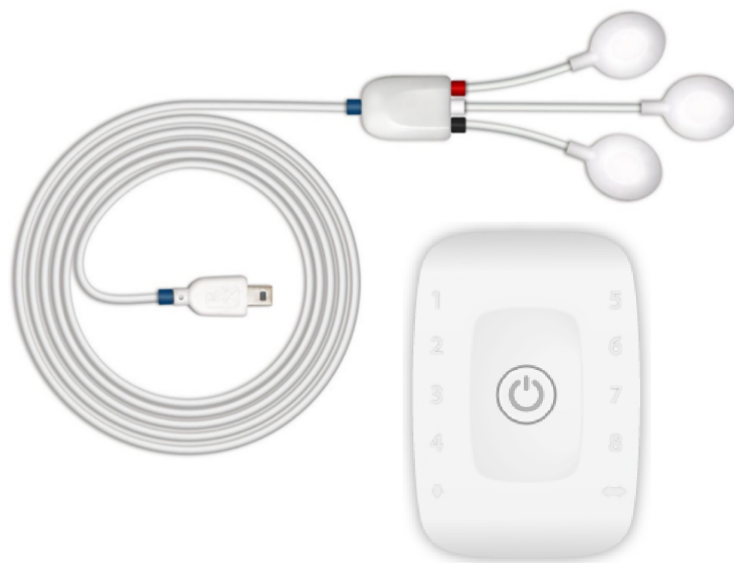
Obr. 2.3: Prístroj BT3/6 od Corscience (prevzaté z [11])

Technická špecifikácia CorScience

- Výrobca: Corscience GmbH and Co
- Hmotnosť: 210 g (vrátane káblov a batérie)
- Rozmery: 100x60x23 (mm)
- Pamäť zariadenia: 4 GB
- Možnosť prenosu dát: Bluetooth
- Batéria: 2 x AA, výdrž batérie: 9 - 20 hodín
- Vzorkovacia frekvencia EKG: 500 Hz
- Šírka priepustného pásma: 0,5 až 150 Hz
- Teplotné rozmedie pri používaní: 0 – 40 °C[10]

2.3 Zariadenie BiosignalPlux

BiosignalPlux je multifunkčné zariadenie, ktoré je schopné snímať nielen EKG záznam a HRV signál ale aj mnoho ďalších signálov (EMG, EDA, EEG, akceleráciu, teplotu, respiráciu, osvetlenie) pomocou rôznych sád elektród a doplnkov. Hlavným komponentom pre meranie EKG signálu je BiosignalPlux hub (signálový rozbočovač), ktorý zhromažďuje a digitalizuje všetky signály. Výrobca poskytuje softvér OpenSignals pre získavanie a vizualizáciu signálu.



Obr. 2.4: Zariadenie BiosignalPlux (prevzaté z [12])

Technická špecifikácia BiosignalPlux

- Výrobca: PLUX Wireless Biosignals S.A.
- Hmotnosť: 45 g
- Rozmery: 54x85x10 (mm)
- Pamäť zariadenia: 8 GB
- Možnosť prenosu dát: Bluetooth
- Batéria: nabíjateľná 700mA 3.7V LiPo, výdrž batérie: 12 hodín
- Vzorkovacia frekvencia EKG: 3000 Hz
- ADC presnosť: 16 bitov[12]

2.4 Zariadenie Holtermedical

Zariadenie od firmy Holtermedical je momentálne v stave vývoja. Do tejto bakalárskej práce bolo zaradené za účelom zisku signálu z ďalšieho typu zariadenia a odskúšania daného prístroja z hľadiska kvality snímania signálu.

Technická špecifikácia Holtermedical

- Výrobca: Holtermedical s.r.o
- Pamäť zariadenia: ukladanie na SD kartu
- Batéria: 1x AAA batéria
- Vzorkovacia frekvencia EKG: 500 Hz
- ADC presnosť: 12 bitov

3 Odhad kvality signálu

Obsahom tejto kapitoly je predstavenie rôznych metód pre odhad kvality signálu. V procese stanovenia prijateľnosti signálu je hlavnou súčasťou filtrácia pre oddelenie užitočnej a šumovej zložky. Cieľom je, aby sa vyfiltrovaný signál čo najviac priblížil osožnej zložke signálu. Odhad kvality je veľmi dôležitý pri analyzovaní dlhodobých záznamov, ktoré sú získavané pomocou nositeľných zariadení.

3.1 SNR (Signal to Noise Ratio)

SNR vyjadruje úspešnosť filtrácie ako pomer výkonu užitočného signálu a výkonu šumu. Z hľadiska kvality signálu poskytuje spojitý odhad. Výpočet SNR je možné vyjadriť na vstupe aj výstupe filtru a tým získať zlepšenie SNR, čiže množstvo odstráneného šumu.[13] SNR je vyjadrené nasledovnými vzťahmi:

$$SNR_{vst} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - S]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} w^2(n)} \right) [dB], \quad (3.1)$$

$$SNR_{výst} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - S]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} [y(n) - s(n)]^2} \right) [dB], \quad (3.2)$$

kde $s(n)$ je užitočná časť signálu, S je stredná hodnota signálu $s(n)$, $w(n)$ je šum a N je počet vzoriek signálu a $y(n)$ je signál po filtrácii (výstup filtru).

Zo vzťahov vyplýva nutnosť poznať užitočnú resp. šumovú zložku vstupného signálu. Práve kvôli tejto skutočnosti je pre overenie presnosti SNR možné využiť len umelo vytvorené signály. Tie vzniknú súčtom užitočnej zložky $s(n)$ a šumu $w(n)$. [13]

Ďalšou nevýhodou použitia SNR môže byť, že SNR je ako parameter často vyjadrený len jedným číslom získaným ako priemer pre celý signál. Jeho vysoká hodnota teda nie je zárukou, že v určitom diagnosticky významnom úseku signálu nedošlo k jeho znehodnoteniu.[14] Aby sme dokázali oddeliť šum od žiadúcej zložky je nutné vybrať adekvátnu filtračnú metódu.

3.1.1 Vlnková transformácia

Vlnková transformácia ako nástroj pre analýzu neperiodických biologických signálov, ktoré sú nestacionárne (závislé na polohe počiatku časovej osi) a poškodené šumom, je metódou využitou pre rozklad EKG signálu aj v tejto práci.

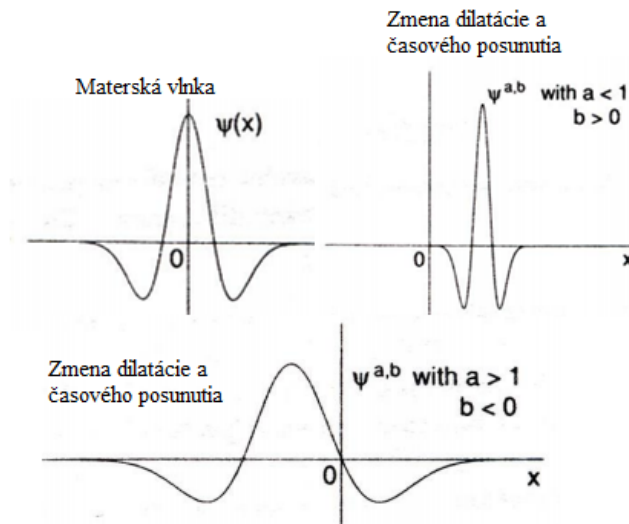
Pri analýze nestacionárnych signálov je využitá možnosť touto transformáciou časovo lokalizovať jednotlivé udalosti v dosiahnutom spektre. Na rozdiel od iných

transformácií (napr. FT) je táto vlastnosť zabezpečená bazovými funkciami nazývanými vlnky (angl. wavelets).[13] Každá vlnka má nenulové hodnoty iba na konečnom časovom intervale, alebo sú hodnoty mimo tento interval tak malé, že ich je možné zanedbať. Vďaka tomu akákoľvek hodnota spektra využívajúca danú vlnku je ovplyvnená iba úsekom odpovedajúceho analyzovaného signálu, zatiaľ čo bazové funkcie FT sú nenulové celý čas. To sa prejaví aj na rozdielnej spektrálnej hodnote u FT, keďže bude ovplyvnená úplne celým priebehom signálu.[15]

Pri bazovej funkcii je možné meniť 2 parametre vplývajúce na jej tvar a tým aj na výslednú transformáciu. Je to časový posun a dilatácia. Príklad zmeny je zobrazovaný na obrázku 3.1 voči pôvodnej (materskej) vlnke. Výsledkom je dvojrozmerná funkcia. Podľa toho, či je táto funkcia spojitá alebo má diskkrétne parametre sa rozdeľuje na spojitú vlnkovú transformáciu CWT (angl. continuous wavelet transform) a diskrétnu vlnkovú transformáciu DWT (angl. discrete wavelet transform). V práci je použitá diskrétna vlnková transformácia popísaná matematickým vzťahom:

$$y(m, n) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * (2^{-m} \cdot t - n) dt, \quad (3.3)$$

kde m predstavuje frekvenčná mierka, n časová mierka, t označuje spojitý čas, iba argumenty transformácie sú diskkrétne. $\psi(t)$ je materská vlnka a $x(t)$ je vstupný signál. $\sqrt{2^m}$ je normalizácia energie jednotlivých vlniek a znak $*$ značí komplexnú združenosť.[13]

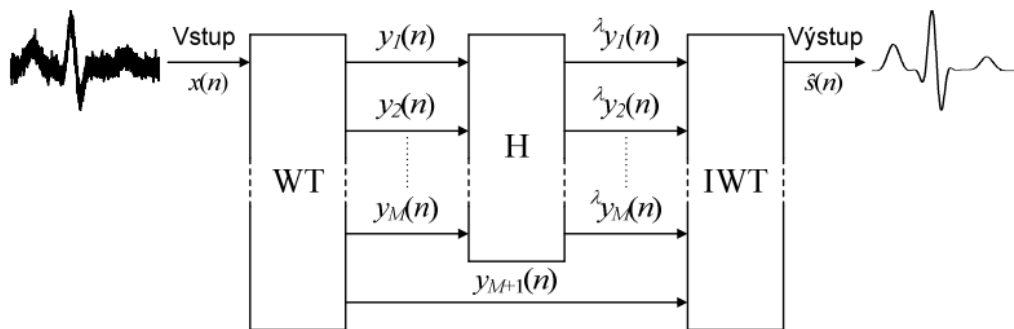


Obr. 3.1: Bázové funkcie vlnkovej transformácie: materská vlnka a jej formy časovo posunuté a dilatované (a - dilatácia, b - časové posunutie) (prevzaté a upravené z [16])

3.1.2 Využitie vlnkovej transformácie pri filtrácii EKG

Aby sme zhodnotili kvalitu zmeraného signálu, je potrebné rozlíšiť užitočnú zložku od rušenia. Pre tento účel je nevyhnutná filtrácia, ktorá sa snaží s čo najväčšou úspešnosťou oddeliť šumovú zložku a obnoviť požadovaný signál. Širokopásmové rušenie na rozdiel od úzkopásmového pokrýva veľkú časť spektra užitočného signálu EKG. Lineárny filter s rovnakou mierou potlačí mnoho frekvenčných zložiek a tým veľakrát potlačí aj správny signál, čím ho môže vo veľkej miere znehodnotiť.[13]

Základným princípom použitia WT na problém svalového rušenia je rozdelenie jednotlivých frekvencií do určitého počtu pásiem. V každom sa nachádzajú rozdielne rozmedzia frekvencií a podľa toho sú v nich aj obsiahnuté informácie o užitočnej zložke a šume. Touto formou je následne možné citlivejšie oddelenie zložiek. Schematické znázornenie vlnkového filteru na obrázku 3.2 ukazuje na 3 hlavné časti.



Obr. 3.2: Bloková schéma vlnkového filteru s M stupňami rozkladu. WT označuje vlnkovú transformáciu. H je úprava transformačných koeficientov. IWT označuje inverznú vlnkovú transformáciu. $x(n)$ – zašumený signál. $\hat{s}(n)$ – signál po filtrácii (prevzaté z [13])

Prvou časťou je dekompozícia, samotné rozdelenie do M pásiem, kde M značí stupeň dekompozície. Koeficienty vlnkovej filtrácie sú uvedené ako $y_1 \dots y_M$. [13]. Po ich úprave v druhej časti (H) na výstupe obdržíme upravené transformačné koeficienty λy_m . Práve táto časť je nosnou pre celú filtráciu a predstavuje vhodnú úpravu (najčastejšie prahovanie). Pásmo y_{M+1} ostáva zachované. Naopak ostatné pásma, hlavne najvyššie, obsahujú rušenie. S tým súvisiace prahovanie väčšinu prvkov nastaví na nulovú hodnotu pri najvyšších frekvenciách. Postupne so znižujúcou sa frekvenciou sa budú na výstupe objavovať podobnosti s materskou vlnkou. Napríklad komplexy QRS, ktoré majú vyššiu amplitúdu ako iné vlny v signáli. Pri veľkej podobnosti bude aj hodnota koeficientu transformácie väčšia vo vlnkovom priestore. Celý vlnkový priestor v sebe zahŕňa nielen materskú vlnku ale aj rôzne časovo posunuté a dilatované vlnky, čiže spoločne vykazujú podobnosť so signálom a tým

aj hodnotu koeficientu transformácie. Podľa teoretických predpokladov bude viditeľné, že žiadaná zložka EKG signálu bude v rámci vlnkového priestoru zastúpená len malým množstvom nenulových koeficientov. Tie budú využité v ďalšom kroku pri spätnej vlnkovej transformácii s cieľom odhadu užitočného signálu $\hat{s}(n)$. [13]

Stanovenie prahových hodnôt

Pri vlnkovej filtrácii je dôležité stanoviť prahy pre úpravu vlnkových koeficientov na základe úrovne šumu (napr. smerodajná odchýlka, rozptyl). Tým je zaručené, že pri menšom množstve rušenia budú prahové hodnoty a rozsah poškodenia signálu menšie. Pri predpoklade aditívnej zmesi podľa nasledujúceho vzorca:

$$x(n) = s(n) + w(n), \quad (3.4)$$

kde $x(n)$ je aditívna zmes zložená z užitočného signálu $s(n)$ a šumu $w(n)$, môžeme vďaka linearite vlnkovej transformácie získať:

$$y_m(n) = u_m(n) + v_m(n), \quad (3.5)$$

kde koeficienty vstupného signálu $x(n)$ uvedieme ako $y_m(n)$, užitočného signálu ako $u_m(n)$ a šumu ako $v_m(n)$. [17]

Metódy stanovenia prahu

Metód pre stanovenie prahu je mnoho. Medzi základné, ktoré boli použité aj v tejto práci patria univerzálny a empirický prah.

Univerzálny a empirický prah

Hodnota univerzálneho prahu bola pôvodne odvodená pre „biely“ šum s gaussovským rozložením pre dyadickú DTWT rovnaký pre všetky rozdelené pásma. Pri samotnej aplikácii na negaussovský šum je výhodnejšie použiť určitú hodnotu pre jednotlivé pásma zvlášť a to podľa nasledujúceho vzťahu:

$$\lambda_m = \sigma_{vm} \cdot \sqrt{2 \cdot \ln(N)}, \quad (3.6)$$

kde λ_m je prah pre m -té pásmo, σ_{vm} je smerodajná odchýlka šumu v pásme m a N je dĺžka signálu. Zo vzorca je evidentné, že s postupným zvyšovaním N sa bude prah pomaly zvyšovať, čo by v prípade veľmi dlhého signálu mohlo viesť ku skresleniu.

Spravidla je tento typ prahu považovaný za príliš vysoký, pretože spočiatku pri jeho odvodzovaní bol kladený dôraz viac na vyhladenie signálu ako na zníženie strednej kvadratickej odchýlky filtrovaného signálu od užitočného signálu.

Empirický prah je považovaný za jednoduchšiu variantu stanovenia prahovej hodnoty na-základe skúseností. Matematicky je vyjadrený súčinom smerodajnej odchýlky rušenia σ_{vm} a empirickej konštanty K pre každé m-pásmo[17]:

$$\lambda_m = K_m \cdot \sigma_{vm}. \quad (3.7)$$

SURE prah a odhad smerodajnej odchýlky

Ďalšími možnosťami stanovenia prahových hodnôt sú SURE prah a odhad smerodajnej odchýlky. SURE prah predstavuje voľbu prahu na báze nestranného odhadu strednej kvadratickej chyby (SURE – Stein’s Unbiased Risk Estimate). Je počítaný pre každé pásmo m jednotlivo podľa vzťahu:

$$\lambda_m = \sigma_{vm} \cdot \sqrt{2 \cdot \ln(N \cdot \log_2(N))}. \quad (3.8)$$

Odhad smerodajnej odchýlky rušenia σ_{vm} sa pri vlnkových koeficientoch počíta pomocou mediánu absolútnych odchýlok vyjadreného nasledujúcim vzťahom. Jeho detailnejšie odvodenie je vysvetlené v práci [13] a v odkazoch v nej.

$$\sigma_{vm} = \frac{\text{median}(|y_m(n) - \text{median}(y_m)|)}{0,6745}. \quad (3.9)$$

Hlavnou výhodou použitia mediánu je nezávislosť odhadu na presnej lokalite užitočnej zložky v úseku signálu. Vzorec je možné ešte zjednodušiť s predpokladom, že sa stredná hodnota odhadu smerodajnej odchýlky šumu blíži k nule:

$$\sigma_{vm} = \frac{\text{median}(|y_m|)}{0,6745}. \quad (3.10)$$

Prahovanie vlnkových koeficientov

Vlnková transformácia použitá pre filtráciu signálov má hlavne uplatnenie pri určitom type signálov, ktorým je aj elektrokardiogram. Ten je tvorený dlhšími časťami s nižšou frekvenciou a kratšími úsekmi s vysokou frekvenciou, ktoré sa pri fyziologickom stave srdca striedajú. Vďaka vyššie zmienenému rozloženiu do určitého počtu pásiem sú v nich uložené užitočné aj šumové koeficienty s rôznym počtom v rámci jednotlivých pásiem. Skutočnosť, že pri vyšších frekvenciách je prevaha koeficientov rušenia ukazuje na možnosť ich vhodným prahom potlačiť a naopak pri nižších frekvenciách koeficienty užitočného signálu minimálne poškodiť. V ďalšej časti budú rozobrané rôzne metódy prahovania.

Tvrde prahovanie

Princíp tvrdého prahovania je porovnávanie vlnkových koeficientov v absolútnej hodnote so zvoleným prahom a následné rozdelenie signálu. Pokiaľ je veľkosť vlnkového koeficientu menšia ako prah je nahradený nulou, ak nie jeho hodnota sa nezmení a pokračuje na výstup. Je možné ho vyjadriť matematicky nasledujúcim vzťahom:

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} y_m(n) & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases}, \quad (3.11)$$

kde $y_m(n)$ je vstupná hodnota, λ_m je prah nastavený osobitne pre každé pásmo m a $\lambda y_m(n)$ je výstupná hodnota.[18]

Mäkké prahovanie

Rozdielom pri mäkkom prahovaní oproti tvrdému je, že nadprahové koeficienty v absolútnej hodnote sa posunú smerom k nule o definovanú prahovú hodnotu λ_m . Podprahové koeficienty ostávajú substituované nulou. Matematické vyjadrenie vzťahov je nasledovné:

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} \text{sign}(y_m(n)) \cdot (y_m(n) - \lambda_m) & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases}, \quad (3.12)$$

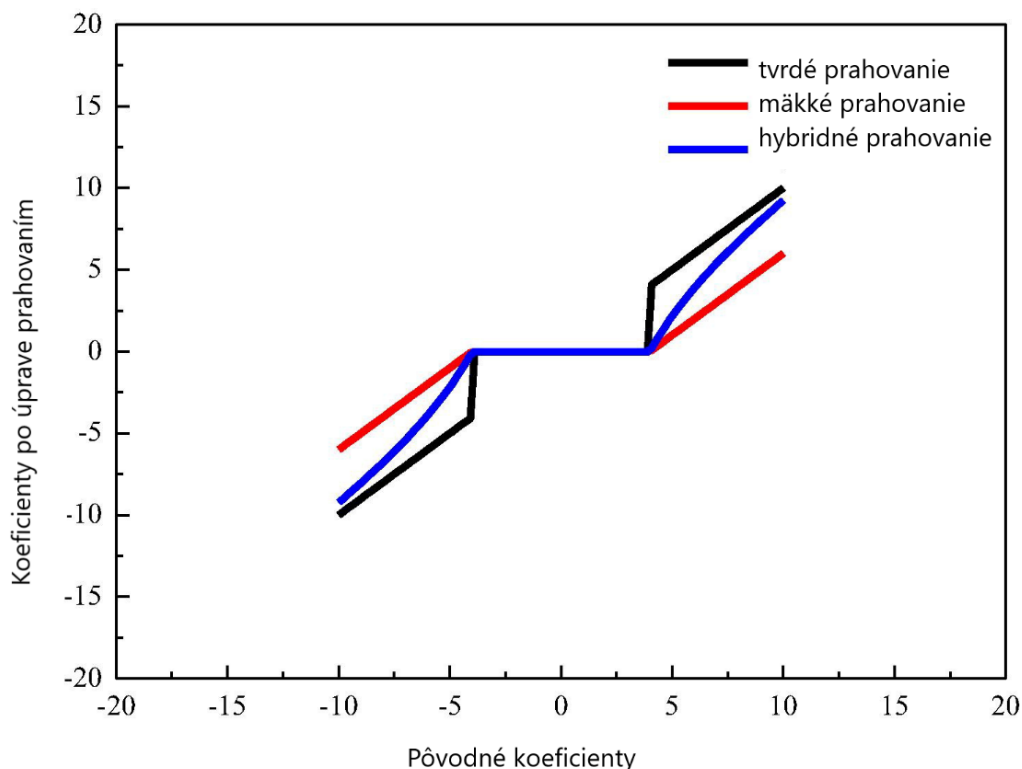
kde $y_m(n)$ je vstupná hodnota, λ_m je prah nastavený osobitne pre každé pásmo m a $\lambda y_m(n)$ je výstupná hodnota.[18]

Hybridné prahovanie

Hybridné prahovanie predstavuje kombináciu predošlých dvoch základných (tvrdé, mäkké). Mäkké prahovanie je použité pre vlnkové koeficienty veľmi blízko nad prahom a tvrdé pre hodnoty oveľa vyššie ako prah. Avšak pri oboch je použitá rovnaká prahová hodnota $\lambda_m = \sqrt{3\sigma_{vm}}$, čo je dôvodom pomenovania metódy. Matematicky ho je možné vyjadriť pomocou vzorca:

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} y_m(n) - \frac{\lambda_m^2}{y_m(n)} & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases}, \quad (3.13)$$

kde $y_m(n)$ je vstupná hodnota, λ_m je prah nastavený osobitne pre každé pásmo m a $\lambda y_m(n)$ je výstupná hodnota.[19] Jednotlivé prahovania sú zobrazené na obrázku 3.3.



Obr. 3.3: Prahovanie vlnkových koeficientov (prevzaté a upravené z [20])

3.1.3 Wienerovská vlnková filtrácia s pilotným odhadom

Wienerovská vlnková filtrácia predstavuje rozšírenie prostej vlnkovej filtrácie, kde podstatou metódy je násobenie vlnkových koeficientov vhodným korekčným faktorom g_m . Vhodnosť je posudzovaná predovšetkým tak, aby bol výsledný signál čo najlepšou aproximáciou koeficientov užitočnej zložky. Každý vlnkový koeficient v každom pásme vlnkovej transformácie je upravovaný zvlášť. Je dôležité aby sa priebežne jeho hodnota menila s tým aký veľký šum je obsiahnutý v signáli, pretože ak v signáli prevažuje šum g_m sa blíži k nule. Naopak ak signál obsahuje prevažne užitočnú zložku g_m sa blíži k 1. Tým pádom je korekčný faktor v intervale od 0 do 1.

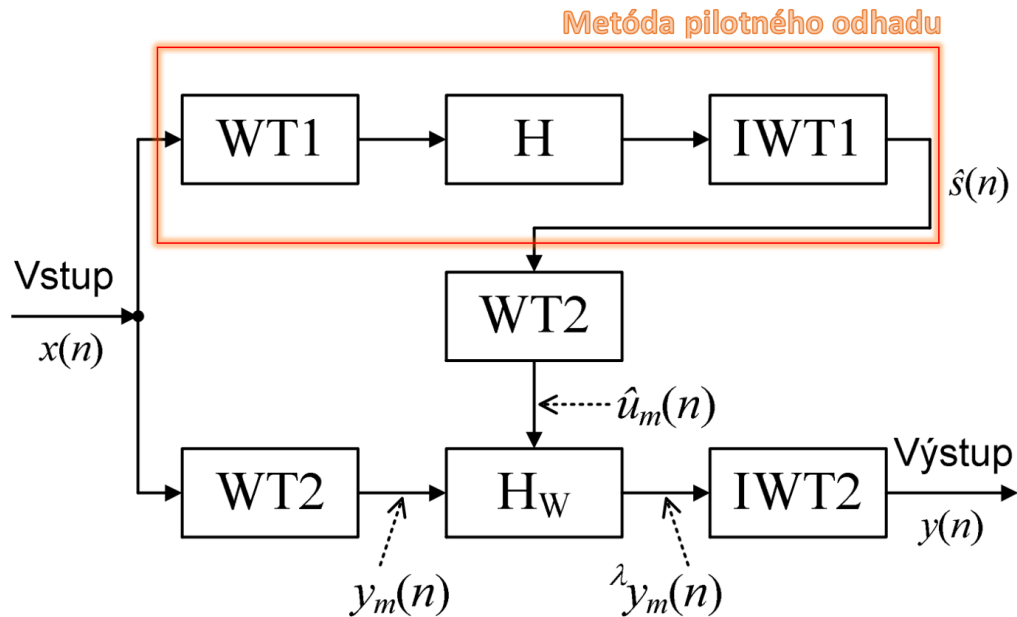
V praktickej realizácii však nie je známe akú časť presne tvorí šumová zložka, preto je korekčný faktor vypočítaný odhadom podľa nasledujúceho vzorca: [13]

$$g_m(n) = \frac{\hat{u}_m^2}{\hat{u}_m^2 + \hat{\sigma}_{vm}^2}, \quad (3.14)$$

kde $g_m(n)$ je korekčný faktor pre m -té pásmo n -tú vzorku, u_m je odhad vlnkových koeficientov metódou pilotného odhadu a σ_{vm}^2 je rozptyl šumu pre m -té pásmo.

Využitie metódy pilotného odhadu vo wienerovskom filtre popisuje bloková schéma na obrázku 3.4. Je zložená z časti blokov tvoriacich metódu pilotného odhadu, ktorá predstavuje vlnkovú transformáciu (blok WT1) s prahovaním (blok H) a inverznou

vlnkovou transformáciou (blok IWT1). Výsledkom tejto časti je odhad užitočnej zložky signálu, ktorý vstupuje do druhej vlnkovej transformácii (blok WT2) a výstupom sú vlnkové koeficienty užitočnej zložky. Druhá vetva predstavuje vlnkovú transformáciu WT2 použitú pre získanie rozptylu šumu. Rozptyl šumu a odhad užitočnej zložky sú použité na výpočet korekčného faktora podľa rovnice 3.14 pre každé m -té pásmo. Blok H_w predstavuje násobenie vlnkových koeficientov s korekčným faktorom. Inverznou vlnkovou transformáciou (IWT2) je dosiahnutý výsledný filtrovaný signál $y(n)$.



Obr. 3.4: Bloková schéma wienerovského filtru s pilotným odhadom (prevzaté a upravené z [13])

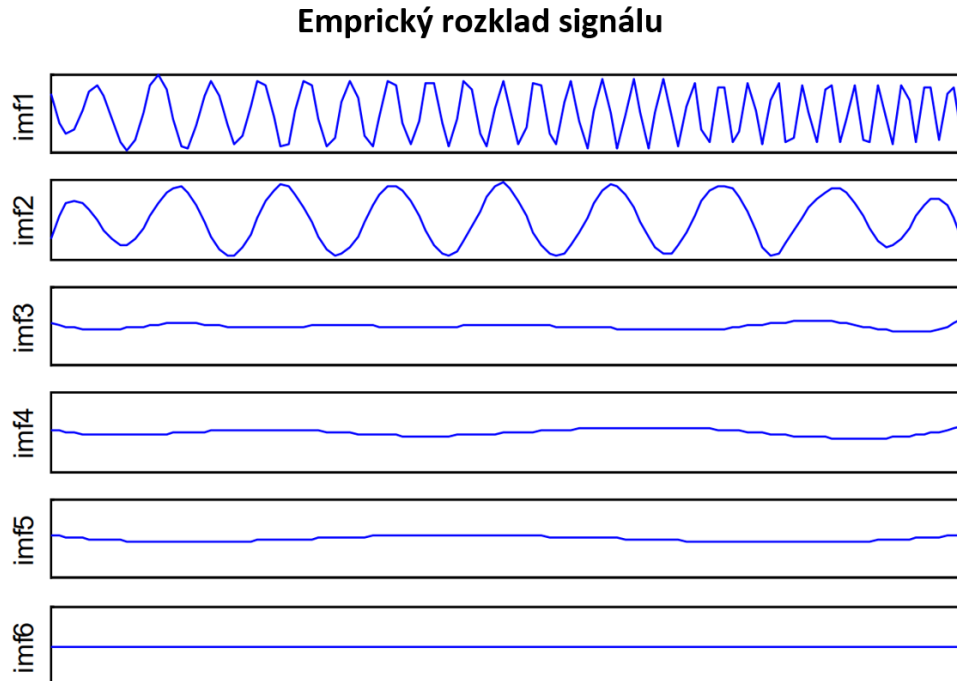
3.1.4 EMD (empirický rozklad signálu)

Z dôvodu výskytu vyššieho kolísania nulovej izolínie bol okrem vlnkového, resp. wienerovského filtru využitý empirický rozklad signálu ako nelineárna metóda. Je využívaná pre spracovanie nestacionárnych signálov. Narozdiel od Fourierovej a Vlnkovej transformácie bákové funkcie sú priamo odvodené zo signálu. Používa rozklad na súčet vnútorných funkcií nazývaných IMF (funkcie vnútorného režimu) odvodených priamo z použitého signálu.[21]

Tieto bákové funkcie by mali dodržať 2 podmienky:

- (a) rovnaký počet extrémov a priechodov nulou (prípadne rozdiel by mal byť maximálne jeden)
- (b) stredná hodnota z obálok lokálnych miním a maxím v každom bode nulová.[16]

Na nasledujúcom obrázku 3.5 je výsledok EMD rozkladu a výstupné IMF v závislosti na vstupnom signáli.



Obr. 3.5: Empirický rozklad signálu na 6 IMF zložiek (prevzaté z [21])

Postup pre vytvorenie IMF obsahuje viacero krokov:

1. Výpočet lokálnych maxím a miním spracovávaného signálu.
2. Použitím kubickej interpolácie vytvorenie obálky maxím a miním.
3. Tieto 2 obálky sú následne využité pre výpočet priemeru obálok pôvodného signálu.
4. Výpočet rozdielu R pôvodného signálu x a priemeru obálok e . V prípade ak tento rozdiel R spĺňa podmienky IMF stáva sa už konkrétnou IMF, ak nie postup sa opakuje v krokoch 1 až 3 tak, že vstupom do kroku jedna už nebude pôvodný signál x ale rozdiel R .
5. Po opakovaní n cyklov sa rozdiel R_n stáva prvou IMF s najvyššou frekvenciou.
6. Ďalším krokom je výpočet zvyšku signálu ako rozdiel x a R_n , ktorý sa stáva vstupom pre 2.IMF.
7. Proces dekompozície sa zastaví ak zvyškový signál R bude monotónny, stály, alebo bude obsahovať iba jeden extrém.

Po vytvorení určitého počtu IMF boli v rámci tejto bakalárskej práce posledné 2 frekvenčne najnižšie pásma odčítané zo signálu. Týmto spôsobom bola odfiltrovaná nízko-frekvenčná zložka reálnych záznamov EKG viac popísaná v praktickej časti práce s konkrétnou ukážkou použitia.

3.2 Ďalšie vybrané metódy stanovenia kvality

3.2.1 Metóda SQI

SQI je skratka pre metódu Signal Quality Index, ktorá je využívaná pre stanovenie kvality EKG záznamu. Jej úlohou je začleniť signál do kategórie „vhodný“ alebo „nevhodný“ podľa určitých pravidiel. Pre samotnú klasifikáciu je veľmi dôležitá presná detekcia R vln, až potom je možné aplikovať 3 pravidlá rozhodujúce o začlenení signálu do konkrétnej skupiny.[22]

Prvou podmienkou je, aby rozmedzie tepovej frekvencie extrapolovanej z 10 sekúnd bolo 40 až 180 tepov za minútu. Tento interval zahŕňajú hodnoty, ktoré sú považované za bežne vyskytujúce sa hodnoty, z čoho vyplýva, že pri menšej výchyľke od určených hodnôt, klasifikácia neprebehne úspešne. Druhým pravidlom je maximálna dĺžka úsekov medzi dvomi po sebe idúcimi R vlnami. Hodnota podľa SQI algoritmu by nemala prekročiť 3 sekundy. Poslednou súčasťou je dodržať hraničnú hodnotu 2,2 sekundy, ktorá reprezentuje pomer maximálneho a minimálneho RR intervalu. Týmto krokom by sa malo vyhnúť vynechaniu tepu. Ak sú splnené všetky 3 podmienky, používa sa spôsob adaptívneho prispôsobenia šablón vysvetlený v [22]. Princípom je hľadanie určitých pravidielností v signáli šablónou. Poškodené segmenty vykazujú nepravidelnosti. Na začiatku je vypočítaný medián z hodnôt RR intervalov, ktorý je použitý ako šírka okna v ďalšom kroku. Týmto oknom sú extrahované QRS komplexy, ktorých stred je na každej začínajúcej R vlne. Následne je vypočítaná priemerná QRS šablona odčítaním stredných hodnôt od všetkých QRS komplexov. S použitím priemernej šablóny je možné zistiť koreláciu jednotlivých QRS komplexov s priemernou QRS šablónou. Výsledkom adaptívneho prispôsobenia šablón je priemer korelačných koeficientov, ktorý je porovnaný s prahom. Ak je jeho hodnota vyššia ako prah, je vyhodnotený ako „vhodný“.[22]

3.2.2 Metóda IHR

Pri dlhodobých záznamoch sú signály EKG väčšinou poškodené množstvom artefaktov, najmä počas dlhodobého monitorovania. Základom pre hodnotenie kvality signálu EKG a IHR (okamžitej srdcovej frekvencie) je extrakcia 4 vlastností signálov: kvadratický priemer (RMS), smerodajná odchýlka (Std), šikmosť (Skewness) a špicatosť (Kurtosis).[23]

Kvadratický priemer

$$RMS(u_j) = \sqrt{\frac{1}{n_s} \cdot \sum_{k=1}^{n_s} u_j^2(k)}, \quad (3.15)$$

kde $u^j(k)$ je jedna skúmaná epocha a n_s je počet vzoriek na epochu (plávajúce okno).

Smerodajná odchýlka

$$Std(u_j) = \left(\frac{1}{n_s} \cdot \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^2 \right)^{\frac{1}{2}}, \quad (3.16)$$

kde μ_j je stredná hodnota epochy u_j a je definovaná nasledujúco:

$$\mu_j = \frac{1}{n_s} \cdot \sum_{k=1}^{n_s} u_j(k). \quad (3.17)$$

Šikmosť

Je definovaná asymetriou rozloženia dát s nasledujúcim vyjadrením:

$$Skewness(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s} \cdot \sum_{K=1}^{n_s} (u_j(K) - \mu_j)^3}{\left(\frac{1}{n_s} \cdot \sum_{K=1}^{n_s} (u_j(K) - \mu_j)^2 \right)^{\frac{3}{2}}}. \quad (3.18)$$

Špicatosť

Je použiteľná pre kvantifikáciu tvaru rozloženia s nasledujúcim vyjadrením:

$$Kurtosis(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s} \cdot \sum_{K=1}^{n_s} (u_j(K) - \mu_j)^4}{\left(\frac{1}{n_s} \cdot \sum_{K=1}^{n_s} (u_j(K) - \mu_j)^2 \right)^2}. \quad (3.19)$$

Tieto štatistické funkcie sú vypočítané pre EKG a IHR signály pri rôznych dĺžkach plávajúcich okien (napr. 0,5 sekundy; 1 sekunda; 3 sekundy; 5 sekúnd; 7 sekúnd).[23] V článku [23] je poukazané na to, že pri výskyte artefaktov sú hodnoty RMS, Std, šikmosti vyššie a naopak hodnota špicatosti nižšia. Podľa toho je možné zo signálu následne vylúčiť nevhodné, zarušené úseky.

4 Realizácia algoritmu hodnotiaceho kvalitu EKG záznamu

Táto kapitola pojednáva a predstavuje samotnú implementáciu jednej z vybraných metód: odhad SNR. Pri snahe porovnať signály z rôznych zariadení, ktoré nemajú určitú referenciu je táto metóda výhodnou voľbou. K získaniu hodnoty SNR predchádza oddelenie užitočnej zložky signálu od šumu. Pri nositeľných zariadeniach, sú hlavnou šumovou zložkou myopotenciály prekrývajúce dôležité frekvenčné pásmo. Je preto nevýhodné použiť lineárne filtre už z vyššie zmienených dôvodov. Pre výpočet užitočnej a šumovej zložky boli na signál aplikované viaceré filtračné metódy. Kvôli kolísaniu nulovej izolácie bola využitá metóda EMD, ktorá rozdelila signál na pásma. Ďalej bolo empiricky stanovené odstránenie 2 posledných pásiem s najvyššími frekvenciami. Na samotné odfiltrovanie myopotenciálov boli využité 2 varianty. Prvou je vlnková transformácia s hybridným prahovaním a druhou wienerovský filter s metódou pilotného odhadu. Všetky výpočty a realizácia algoritmu použité v práci boli uskutočnené v programovacom prostredí Matlab.

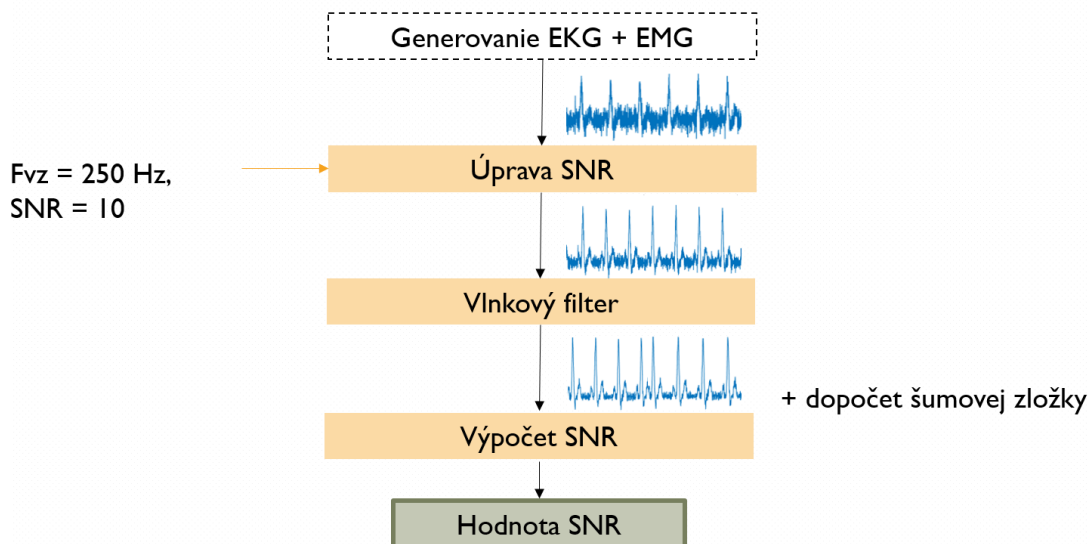
4.1 Dáta

V tejto práci boli využité umelé aj reálne dáta predstavujúce signál EKG so šumovou zložkou. Pre odhad kvality boli vytvorené umelé signály s frekvenčnými vlastnosťami EKG a EMG signálu. Softvér pre tvorbu EKG a EMG bol prevzatý z [24], [25] a funkčne doplnený o možnosť zadania požadovanej hodnoty SNR (Signal to Noise Ratio). Dĺžka umelého signálu bola 10 000 vzoriek a vzorkovacia frekvencia 250 Hz, čím bol vytvorený 40 sekundový záznam.

Nasnímanie vlastných signálov bolo prevedené zariadeniami: Faros 360° (vzorkovacia frekvencia 1000 Hz), BiosignalPlux (vzorkovacia frekvencia 3000 Hz) a CorScience (vzorkovacia frekvencia 500 Hz). V ďalšom meraní boli vzájomne porovnané zariadenia Faros 180° (vzorkovacia frekvencia 500 Hz) a Holtermedical (vzorkovacia frekvencia 500 Hz). Reálne signály boli namerané v pokojnom stave, zatínaní svalov (brucha, hrudníka a rúk) a pri záťaži drepmi. Spolu boli vytvorené 3 merania. Prvé dve porovnávajú zariadenia CorScience, Faros 360° a BiosignalPlux. Pri treťom meraní bol signál súčasne snímaný zo zariadení Faros 180° a Holtermedical. Rozdiel medzi prvým a tretím meraním bol taktiež aj v dĺžke zarušeného signálu. U prvého merania bola polovica signálu pokrytá myopotenciálmi. Pri treťom meraní bola zarušená len tretina signálu. Signály z jednotlivých meraní boli získané súčasne, aby boli objektívne porovnateľné. Všetky záznamy boli snímané pomocou elektród z hrudníku.

4.2 Odhad kvality na umelých záznamoch EKG

Algoritmus na umelých signáloch EKG ukazuje všeobecná schéma na obrázku 4.1. Detailnejšie je rozobraný v tejto podkapitole.



Obr. 4.1: Popis algoritmu pre odhad kvality umelých EKG záznamov

Na začiatku bola vytvorená funkcia pre objektívne hodnotenie SNR, ktoré so sebou prináša aj nevýhodu, a to potrebu umelo vygenerovaných signálov EKG so šumom (myopotenciály). Tie boli získané zo zdrojov zmienených vyššie v kapitole Dáta. Funkcia umožňuje presne nastaviť dĺžku generovaného EKG a EMG (v blokovej schéme: blok Úprava SNR). Vstupom je počet EKG kriviek, vzorkovacia frekvencia, dĺžka šumu a SNR. Výstup predstavuje umelo vytvorený signál EKG so šumovou zložkou v pomere určenom zadaným SNR. Na výpočet v programe bol použitý vzorec pre SNR 3.2 uvedený v teoretickej časti.

Vygenerovaný umelý signál sa stal prvým vstupným parametrom pre stacionárnu vlnkovú transformáciu. Pred vstupom do použitej funkcie v matlabe *swt* (stacionárna vlnková transformácia) bolo nutné dĺžku vstupného signálu upraviť tak, aby bola celočíselný násobkom čísla 2 umocneného na stupeň dekompozície, čo vyplýva z teoretickej časti o rozklade vlnkovou transformáciou.

Ďalším vstupom tejto funkcie je spomínaný stupeň dekompozície, ktorý určí počet frekvenčne rozložených pásiem. Hodnotu stupňa dekompozície bolo potrebné meniť kvôli rozdielnej vzorkovacej frekvencii, ktorá sa menila od 250 Hz (umelý signál) do 3000 Hz (reálny signál). Nutnosťou bolo zachovať frekvenčné pásma, ktoré obsahujú predovšetkým užitočnú zložku signálu. Hlavne komplex QRS, pretože ten je frekvenčne z celej krivky najvyšší. Príklad rozloženia pre umelý signál v závislosti na vzorkovacej frekvencii 250 Hz je uvedený v tabuľke 4.1. V tomto prípade boli

otestované varianty filtrácie prvého až tretieho pásma, avšak posledné 2 ostali vždy zachované.

Umelé signály $D = 4$, $f = 250$ Hz	Frekvenčné rozmedzie [Hz]
1.pásma	125 - 62,5
2.pásma	62,5 - 31,25
3.pásma	31,25 - 15,75
4.pásma	15,75 - 7,875
5.pásma	7,875-0

Tab. 4.1: Rozklad umelého signálu vlnkovou transformáciou pri vzorkovacej frekvencii 250 Hz a stupeň dekompozície 4

Tretím vstupom funkcie *swt* je názov použitej vlnky. Vzhľadom na tvar signálu EKG boli testované vybrané vlnky zo skupiny Biortogonálne (bior1.1, bior1.3, bior1.5). Tým, že je signál prechádzaný práve danou vlnkou s konkrétnym tvarom je vo výsledku získaná podobnosť určitého úseku voči vlnke.

Výstupom rozkladu vlnkovou transformáciou je matica s počtom riadkov rovným počtu frekvenčne rozložených pásiem. V prípade stupňa dekompozície napríklad 4 bude počet pásiem 5 (vždy je o jedna vyšší). Počet slpcov je rovný dĺžke vstupného signálu a predstavuje počet vlnkových koeficientov.

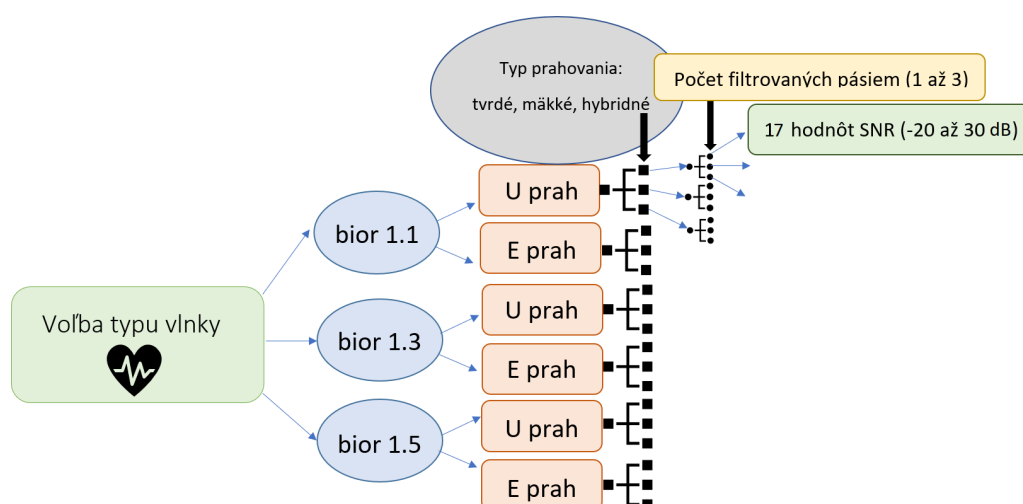
Po použití stacionárnej vlnkovej transformácie boli pásma v rozsahu od QRS komplexu do polovice vzorkovacej frekvencie filtrované. Princíp filtrácie spočíval v prahovaní signálu. Signál bol prechádzaný plávajúcim oknom bez prekryvu s krokom vzorkovacej frekvencie. Dĺžka okna bola zvolená podľa vzorkovacej frekvencie a predpokladu, že R-R interval (doba jedného cyklu srdca, meraná dvomi po sebe idúcimi R kmitmi) bude rovný približne jednej sekunde signálu. Pri použití príliš veľkého okna by filter na zmenu v signále zareagoval pomaly. V opačnom prípade by však mohlo dôjsť k vyššej fluktuácii smerodajnej odchýlky kvôli vyšším koeficientom v úsekoch QRS komplexov.[13]

V každom okne bola vypočítaná smerodajná odchýlka podľa vzorca 3.9, zo smerodajnej odchýlky prah podľa výberu univerzálneho prahu 3.6 alebo empirického prahu 3.7. Ten bol potom aplikovaný na všetky vzorky v rámci okna. Pri absolútnej hodnote vzorku vyššej ako prahová sa určitým typom prahovania hodnota pozmenila, alebo v prípade, že bola nižšia sa nulovala. Boli využité 3 typy prahovania diskutované v tretej kapitole. Všetky výpočty boli vytvorené pre každé frekvenčné pásmo zvlášť. Ak by bol použitý len jeden prah pre celý signál, mohlo by to viesť ku skresleniu signálu a hodnota prahu by sa neprispôsobila danému množstvu šumu v určitom

pásme. Ako vyplýva z frekvenčného spektra EKG signálu a myopotenciálov, vo vyšších frekvenčných pásmach budú prevažovať vlnkové koeficienty šumu a len krátke úseky užitočného signálu (komplex QRS). Naopak posledné pásma do hodnoty QRS sú ponechané bez filtrovania, pretože obsahujú minimum šumu.[13]

Spätnou vlnkovou transformáciou označovanou v matlabe funkciou *iswt* je z upravenej matice po prahovaní vytvorený jeden zrekonštruovaný signál, ktorý predstavuje výslednú diagnosticky významnú časť signálu EKG. Funkcia *iswt* má dva vstupné parametre. Prvým je matica po prahovaní a druhým názov vlnky, ktorá bola použitá pri pôvodnom rozklade.

Spolu bolo vyskúšaných 918 rôznych kombinácií parametrov pre vlnkovú transformáciu, ktoré sú zobrazené na obrázku 4.2. Všetky doterajšie kroky boli testované na umelých signáloch, aby bolo následne možné objektívne porovnať zadané a vypočítané SNR zo signálu po filtrácii a šumu (odčítanie užitočnej zložky od pôvodného signálu).



Obr. 4.2: 3 rôzne vlnky (bior1.1, bior1.3, bior1.5), 2 typy prahu (univerzálny, empirický s konštantou 3), 3 typy prahovania (tvrdé, mäkké, hybridné), počet vyfiltrovaných pásiem (1.pásma (125 Hz – 62,5 Hz), 2.pásma (62,5 Hz – 31,25 Hz), 3. pásma (31,25 Hz – 15,625 Hz)) a 17 rôznych hodnôt SNR (od -20 dB do 30 dB)

Parametrom SNR bolo možné vyhodnotiť úspešnosť filtrácie ako pomer výkonu užitočného signálu a výkonu šumu. Hodnota SNR bola počítaná v plávajúcom okne bez prekryvu s krokom vzorkovacej frekvencie. Vždy bol vybraný počet vzoriek užitočného signálu a šumu použitý pre výpočet aktuálneho SNR v tomto úseku. Z výsledných hodnôt (ich počet bol dĺžka signálu : vzorkovacia frekvencia) bol vytvorený medián pre 1 celý signál, ktorý sa porovnával so vstupným zadaným SNR.

Po aplikácii využitých kombinácií na umelý signál boli z každej varianty vypočítané priemerné rozdiely medzi vstupným generovaným SNR a SNR vypočítaným

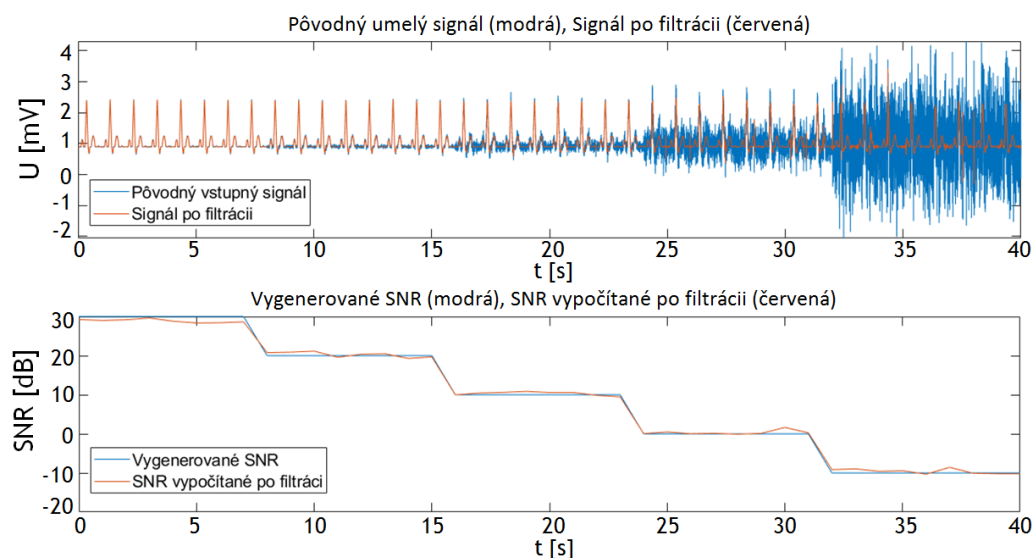
po filtrácii. Najnižšie rozdiely sa prejavili pri kombinácii vlnky bior 1.5 a empirického prahu s konštantou 3. Ako ukazuje tabuľka 4.2, rozdiely pri tvrdom prahovaní a hybridnom prahovaní sú najnižšie. Je viditeľné, že hybridné prahovanie si v tomto prípade dosť konkuruje s tvrdým prahovaním. Avšak na základe celkového priemeru zo 17 rôzne zarušených umelých signálov má najmenší priemerný rozdiel 0,2307 dB hybridné prahovanie, preto bolo použité pri filtrovaní reálnych signálov.

Uvedené dáta sú v tabuľke 4.2. Z tohto dôvodu bola v ďalšej časti pre filtrovanie reálnych signálov využitá kombinácia vlnky bior 1.5, empirický prah s konštantou 3 a hybridné prahovanie.

Vygenerované SNR [dB]	SNR 1 [dB]	SNR 2 [dB]	SNR 3 [dB]
-20	-19,2783	-19,4594	-19,4032
-15	-14,8527	-14,8235	-14,8122
-10	-9,9288	-9,9853	-10,0079
-7	-6,9463	-7,0035	-6,9703
-5	-4,9195	-4,9561	-5,0190
-3	-3,0192	-2,9370	-3,0622
-1	-0,9438	-0,85252	-1,0043
0	-0,0193	0,0304	0,0333
1	1,1238	1,1110	1,0200
3	3,0337	3,0745	3,0150
5	5,0817	5,0464	5,0500
7	7,0723	7,0122	6,9921
10	9,9267	9,9748	10,0121
15	14,9959	14,9808	15,0228
20	19,8326	19,8380	19,7604
25	24,4611	24,0315	24,3962
30	28,3127	27,0134	27,989
Priemerný rozdiel [dB]	0,2324	0,3191	0,2307

Tab. 4.2: Porovnanie vygenerovaného SNR s vypočítaným SNR po filtrácii umelo zarušených signálov s parametrami: vlnka bior1.5, empirický prah, filtrované 3 pásma (frekvenčne 15,625 až 125 Hz) SNR 1 - pri tvrdom prahovaní, SNR 2 - pri mäkkom prahovaní, SNR 3 - pri hybridnom prahovaní

Na nasledujúcom obrázku 4.3 je zobrazené filtrovanie pomocou danej kombinácie na umelom signáli. Hodnota SNR bola menená každých 8 sekúnd. Použité hodnoty SNR boli 30 dB, 20 dB, 10 dB, 0 dB a -10 dB. V prvej časti obrázku je porovnanie vstupného signálu a signálu zbaveného šumu vlnkovou transformáciou a následným prahovaním. V druhej časti obrázku je zobrazený priebeh vygenerovaného SNR a SNR vypočítaného zo signálu po filtrácii.



Obr. 4.3: Umelo zarušený signál pred a po filtrácii s vývojom hodnoty SNR

4.3 Odhad kvality na reálnych záznamoch EKG

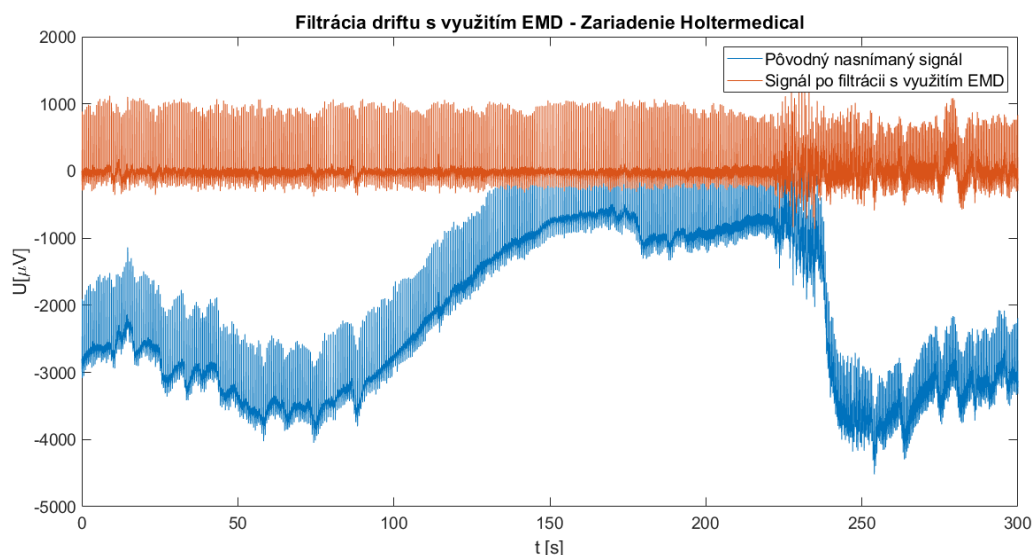
Hodnotenie kvality reálnych signálov bolo tiež realizované odhadom parametra SNR. Pred samotným spracovaním signálu boli záznamy EKG z piatich zariadení načítané do prostredia Matlab funkciou *edfread* prevzatou z [26]. Signál z prístroja Holtermmedical bol pridaný cez import vo forme tabuľky.

Pre filtráciu boli využité tri metódy. Pri reálnych signáloch sa objavili aj nízko-frekvenčné zložky šumu, ktoré boli pred vstupom do vlnkovej transformácie filtrované s využitím metódy EMD. Takto odfiltrovaný signál od driftu sa stal vstupom pre vlnkový filter a wienerovský filter. Stupeň dekompozície bolo nutné meniť kvôli rôznej vzorkovacej frekvencii. To vyžadovalo odlišné nastavenia vlnkového a následne aj wienerovského filtru. Pri zariadeniach so vzorkovacou frekvenciou 500 Hz (Cor-Science, Faros 180°, Holtermmedical) bol stupeň dekompozície zadaný na hodnotu 5, pri frekvencii 1000 Hz (Faros 360°) na 6 a pri najvyššej vzorkovacej frekvencii 3000 Hz (BiosignalPlux) na hodnotu 8. Týmto bolo dosiahnuté, že frekvenčné pásma obsahujúce najmä vlny P, T a QRS komplex boli oddelené od vyšších, obsahujúcich

hlavne šum. Stanovené stupne dekompozície boli využité aj v samotnej vlnkovej transformácii vo vlnkovom filtri, aj v oboch vlnkových transformáciách vo wienerovskom filtri.

4.3.1 Filtrácia driftu s využitím EMD

Na odstránenie kolísania nulovej izolínie (drift) nasnímaných signálov bol využitý empirický rozklad signálu (EMD). Programovo boli signály rozložené na 10 pásiem tzv. IMF (funkcie vnútorného režimu viac vysvetlené v teórii) metódou EMD prevzatej z [27]. Vstupom algoritmu EMD je vstupný signál, úroveň šumu a počet predpísaných IMF. Výstupom sú dané IMF. V tomto prípade boli 2 posledné IMF (frekvenčne najnižšie) odčítané od vstupného signálu a nízko-frekvenčný šum zo signálu odstránený. Voľba čísla 2 bola stanovená empiricky po vizuálnom zhodnotení signálu a očistení od driftu. Takto vyfiltrovaný signál je znázornený na obrázku 4.4 zo zariadenia Holtermmedical, na ktorom bol drift nulovej izolínie najviac viditeľný.



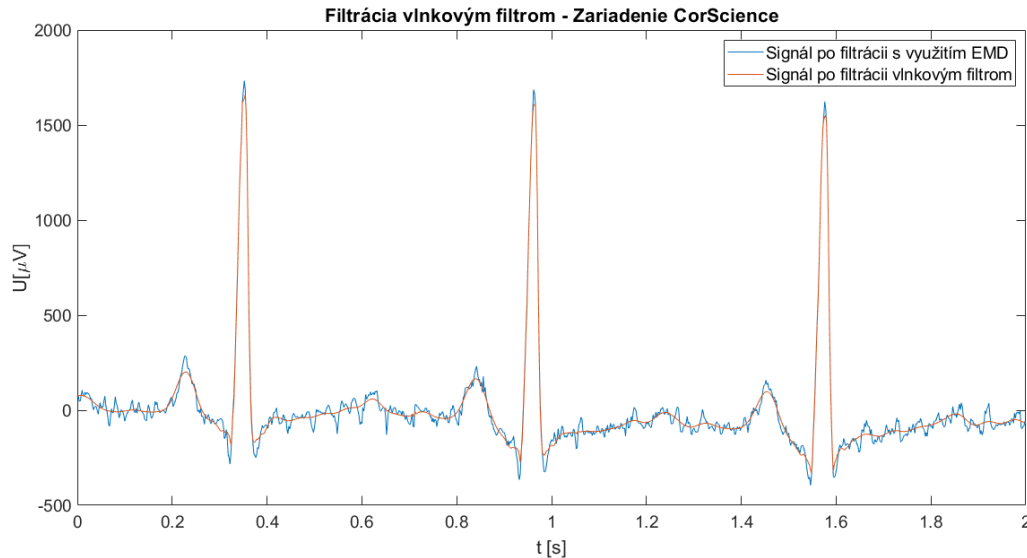
Obr. 4.4: Signál zo zariadenia Holtermmedical po filtrácii driftu s využitím EMD

4.3.2 Filtrácia vlnkovým filtrom

Otestovaním mnohých variant nastavení vlnkovej transformácie pre potlačenie myopotenciálov priniesla najlepší výsledok kombinácia vlnky bior1.5, empirického prahu a hybridného prahovania. Tieto parametre boli použité pri zrealizovaní vlnkového filtra pre reálne signály.

Algoritmus popísaný v podkapitole o odhade kvality umelých záznamov EKG ostal zachovaný. Jediným rozdielom bol vstupný signál, ktorý už nemal známu hodnotu SNR. Vstupom do stacionárnej vlnkovej transformácie bol signál nasnímaný

vybraným zariadením s potlačeným driftom. Predpokladom bolo odfiltrovanie frekvenčne vyšších šumových zložiek. Na prehľadovom obrázku 4.5 je vybraný úsek signálu zo zariadenia CorScience pre ukážku účinnosti vlnkového filtru. Snímaný signál je mierne zarušený zatínaním svalov na rukách, čo sa prejavilo ako vyššie frekvenčné zložky. Zo signálu je však naďalej viditeľný komplex QRS a po filtrácii aj vlna P s hladkým priebehom.

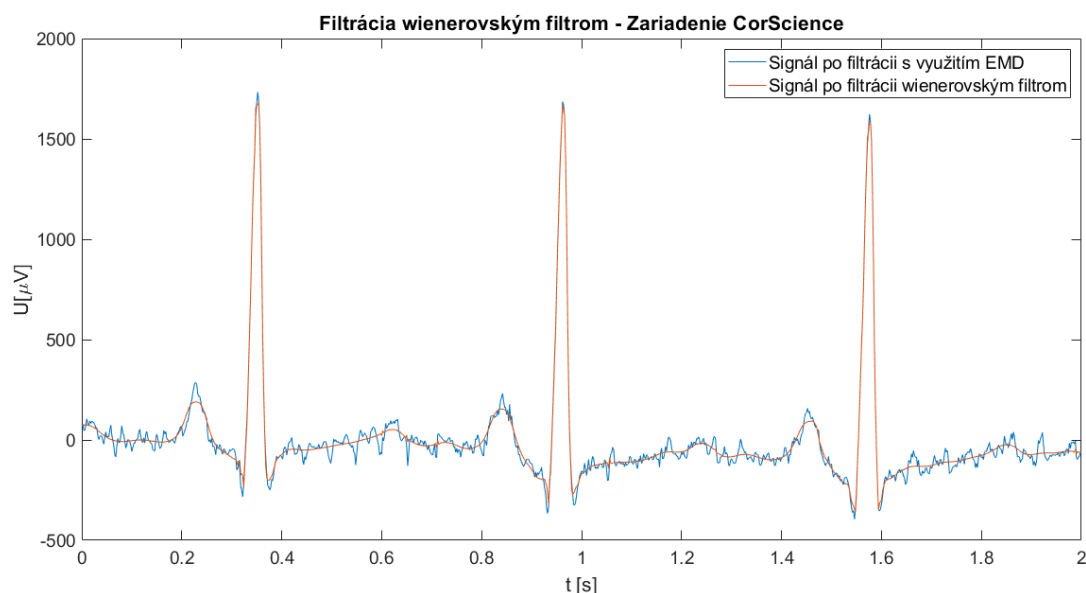


Obr. 4.5: Signály po filtrácii s využitím EMD a vlnkovým filtrom

4.3.3 Filtrácia wienerovským vlnkovým filtrom s metódou pilotného odhadu

S využitím metódy pilotného odhadu, ktorá vlastne predstavuje vlnkový filter popísaný vyššie bola vytvorená ďalšia filtrácia a to wienerovský filter. Princíp zachytáva bloková schéma v teoretickej časti práce v tretej kapitole 3.4. Vstupný signál do wienerovského filtru je rozložený prvou vlnkovou transformáciou a druhou vlnkovou transformáciou. Empiricky bolo stanovené, že stupne rozkladu sa zhodujú pri daných transformáciách. V prvej línii je po frekvenčnom rozložení signálu využité hybridné prahovanie a následná spätná vlnková transformácia. Výstup je označovaný ako odhad vlnkových koeficientov metódou pilotného odhadu. Je to signál, kde je šum už značne potlačený a je využitý pre výpočet korekčného faktoru podľa rovnice 3.14. V druhej línii je po frekvenčnom rozložení signálu vypočítaný rozptyl tohto signálu pre každé pásmo zvlášť s plávajúcim oknom bez prekryvu s krokom vzorkovacej frekvencie. Z hodnoty rozptylu šumu pre určité pásmo a konkrétneho vlnkového koeficientu z prvej línie bolo možné získať spomínaný korekčný faktor. Ten je počítaný pre každú vzorku v každom pásme zvlášť. Jeho hodnota je od 0 do

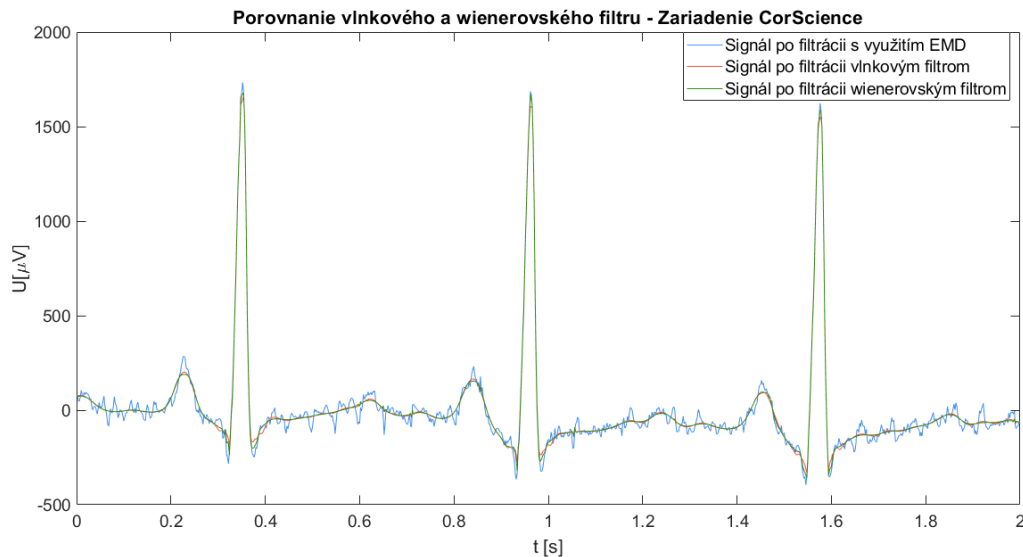
1 podľa toho, či užitočná zložka prevyšuje šumovú zložku. Ak je väčšie množstvo užitočnej zložky, (napríklad v častiach QRS komplexu) je hodnota blízka k 1. Naopak, pri úsekoch signálu, kde je mnoho šumu, sa hodnota korekčného faktoru blíži k 0. Po vynásobení vlnkových koeficientov z metódy pilotného odhadu s korekčným faktorom je získaná druhou spätnou vlnkovou transformáciou užitočná zložka reálneho EKG záznamu. Filtrácia wienerovským filtrom je zobrazená na obrázku 4.6.



Obr. 4.6: Signály po filtrácii s využitím EMD a wienerovským filtrom

4.3.4 Porovnanie filtrácie vlnkovým a wienerovským filtrom

Filtrácia reálnych signálov z rôznych zariadení bola prevedená v dvoch variantách, ktoré sú vo vyššie zmienených podkapitolách podrobnejšie diskutované. Prvou bola prostá vlnková filtrácia s hybridným prahovaním a druhou wienerovská vlnková filtrácia s metódou pilotného odhadu. Prakticky predstavuje wienerovský filter rozšírenie vlnkového. To je predpoklad, že výsledný signál po filtrácii bude lepší. Na nasledujúcom obrázku 4.7 je vizuálne porovnanie týchto dvoch metód, pričom je viditeľné, že wienerovská vlnková filtrácia na výstupe prináša ešte viac užitočnej zložky. U oboch dochádza k zníženiu extrémov kmitu R a tým k miernemu orezaniu komplexu QRS, avšak tento jav sa prejavuje v prípade wienerovej filtrácie v menšej miere. Taktiež sú prítomné zákmity pred niektorými komplexami QRS v oboch filtráciách. V úsekoch vln P dokázali obe filtrácie signál vyhladiť. Malé rozdiely sú na začiatkoch a koncoch komplexov QRS. Inak sú výsledky filtrácií veľmi podobné a vo veľkej miere sa prekrývajú.



Obr. 4.7: Porovnanie filtrácie vlnkového a wienerovského filtra

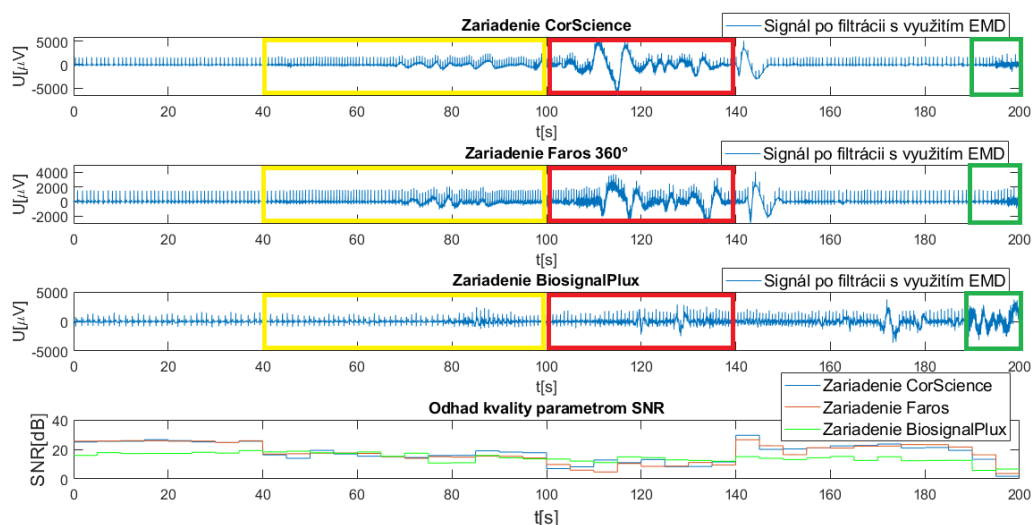
4.3.5 Výsledný odhad kvality z rôznych zariadení

Po týchto filtráciách bola získaná užitočná zložka reálneho záznamu EKG nasnímaného z piatich rôznych zariadení. Odhad kvality parametrom SNR je zobrazovaný na nasledujúcich troch prehľadových obrázkoch 4.8, 4.9 a 4.10. V popise každého obrázku je farebne zvýraznené, aký pôvod myopotenciálov daná časť signálu predstavuje a tým aj informáciu, aké svaly sú najviac zapojené.

Podľa vzorca 3.2 uvedeného v teoretickej časti bol vypočítaný a postupne priemerovaný (priemer z 5 sekúnd signálu) parameter SNR. SNR bolo počítané zo signálu po filtrácii wienerovským vlnkovým filtrom, pretože viditeľne podáva lepší výsledok ako prostá vlnková transformácia s hybridným prahovaním. Šum bol získaný odčítaním užitočnej zložky po filtrácii od vstupného signálu (po filtrácii s využitím EMD).

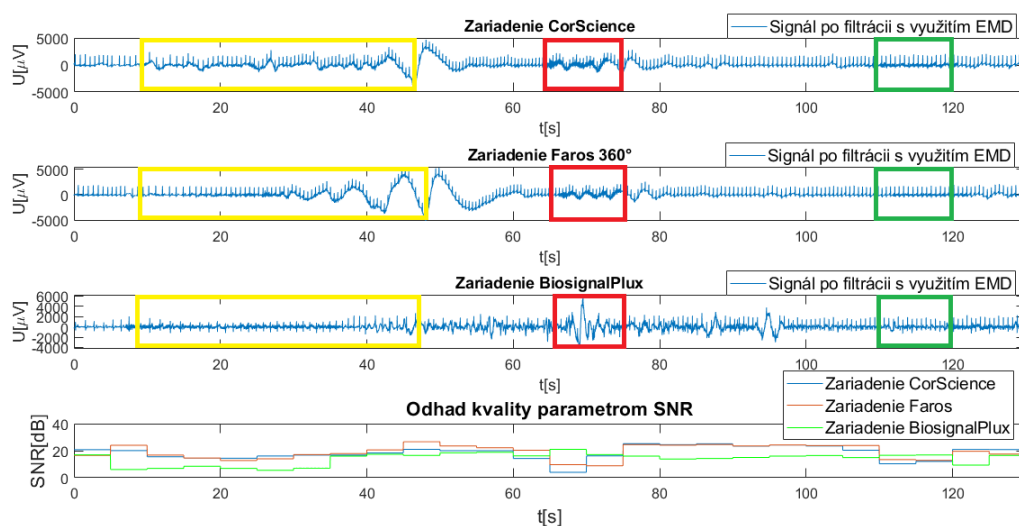
Každý obrázok predstavuje jedno meranie. Vždy je zobrazovaná značná časť pôvodného signálu zo zariadení použitých v danom meraní už po odstránení driftu a odhad kvality parametrom SNR. Zámerne vytvorené pohyby svalov sú v obrázkoch vyznačené. Myopotenciály boli tvorené zatínaním svalov rúk, brucha, hornej časti hrudníka a drepmi. Dokonca pri treťom meraní aj drepmi s výskokom. Pre lepšie porovnanie je na obrázkoch signál po filtrácii driftu. Vizuálne výsledky filtrácie v úsekoch, kde je väčšie množstvo šumu sú zobrazované v prílohe B.1.

1.meranie - Zariadenia: CorScience, Faros 360°, BiosignalPlux



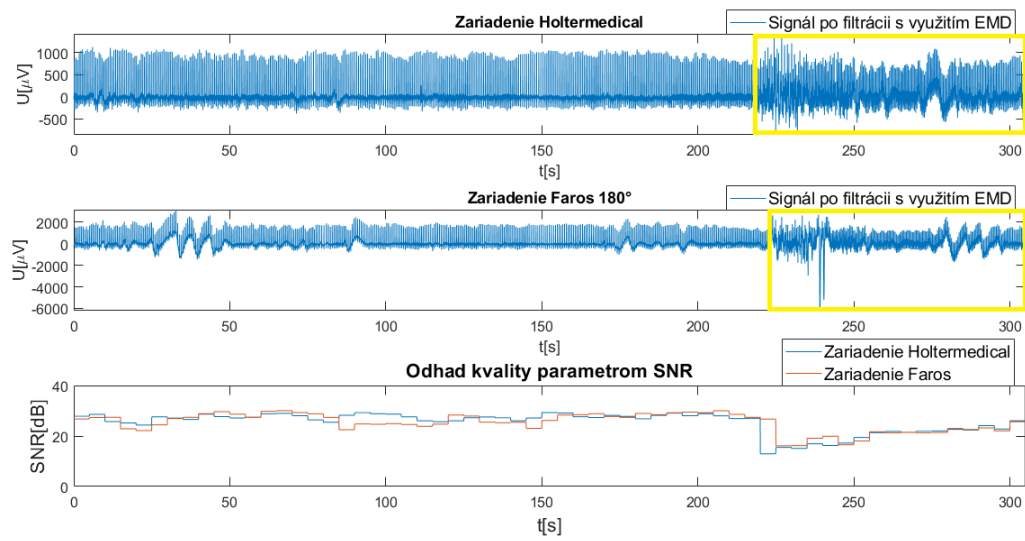
Obr. 4.8: Signály po filtrácii s využitím EMD a odhadom parametra SNR (1. meranie), jednotlivé farby ohraňujú úsek myopotenciálov rozličného pôvodu: žltá - drepy, červená - zatnutie svalov rúk a hornej časti hrudníka, zelená - zatnutie svalov brucha

2.meranie - Zariadenia: CorScience, Faros 360°, BiosignalPlux



Obr. 4.9: Signály po filtrácii s využitím EMD a odhadom parametra SNR (2. meranie), jednotlivé farby ohraňujú úsek myopotenciálov rozličného pôvodu: žltá - drepy, červená - zatnutie svalov rúk a prevažne hornej časti hrudníka, zelená - zatnutie svalov brucha (miernejšie ako pri prvom meraní)

3.meranie - Zariadenia: Holtermmedical, Faros 180°



Obr. 4.10: Signály po filtrácii s využitím EMD a odhadom parametra SNR (3. meranie), žltá farba ohraničuje úsek myopotenicálov pri drepoch

5 Porovnanie zariadení podľa kvality nasnímaných signálov

V tejto kapitole je zhrnuté porovnanie jednotlivých zariadení na základe dosiahnutých výsledkov a diskusia. Kapitola je doplnená aj o vplyv jednotlivých parametrov vlnkového a wienerovského filtru na výsledky filtrácie a tým aj na výsledný odhad kvality parametrom SNR.

S ohľadom na kapitolu vyššie a obrázky v nej priložené je viditeľné, že odhad kvality parametrom SNR kopíruje kvalitu nasnímaného signálu. V miestach, kde sa začali prejavovať myopotenciály (zatínanie svalov rúk a brucha, drep) sa prevaha šumu zvýšila. Zvýšenie šumovej zložky s minimálnym oneskorením zaznamenal aj parameter SNR, ktorý sa znížil. Vďaka tomu, že boli v danom meraní snímané signály súčasne z viacerých zariadení, je možné vyhodnotiť celkovú kvalitu signálov navzájom. Rôzne zariadenia reagovali odlišne na rovnaký typ vytvoreného šumu. Dôležitú rolu zohralo v tomto prípade aj rozmiestnenie elektród. Taktiež je možné vizuálne porovnať, ako na tieto pohyby reagujú prístroje pri snímaní signálu a v akej miere sa rovnaký šum prejaví na odlišných zariadeniach.

Číselným štatistickým zhodnotením výsledkov sú tabuľky 5.1, 5.2 a 5.3 pre každé meranie zvlášť. Obsahujú minimálne a maximálne hodnoty SNR počítané priebežne z filtrovaného signálu, priemernú hodnotu z vypočítaných hodnôt SNR. Taktiež bol pre porovnanie dopočítaný aj medián z hodnôt SNR, pretože aritmetický priemer je citlivejší na extrémne hodnoty. Avšak stále ostáva platíť, že v tomto prípade priemer obsahuje maximum informácií o hodnotách SNR, pretože každá hodnota má vplyv na súbor hodnôt ako celku. V prvom meraní sa vyskytujú myopotenciály pôvodom z drepov (60 sekúnd), zo zatnutia svalov rúk a hornej časti hrudníka (40 sekúnd) a nakoniec silné zatnutie brušných svalov (10 sekúnd). Druhé meranie obsahuje podobné zastúpenie myopotenciálov avšak s rozdielnym trvaním. V tomto meraní boli drep (50 sekúnd), zatnutie rúk a hornej časti hrudníka (10 sekúnd) a miernejšie zatnutie brucha (10 sekúnd) oproti prvému meraniu.

Výsledky boli spracované pomocou prostredia Matlab a v ňom obsiahnutých funkcií pre výpočet minima, maxima, priemeru, mediánu a smerodajnej odchýlky pri upresnení hodnoty priemeru. Výpočet SNR pre štatistické spracovanie dát bol vypočítaný po filtrácii wienerovským vlnkovým filtrom, ktorý z použitých metód filtrovania vykazuje najlepší výsledok. Odhad bol vytvorený zo signálu po filtrácii a zo šumu, ktorý bol získaný odčítaním vyfiltrovannej zložky od pôvodného signálu.

Zariadenia	Minimum [dB]	Maximum [dB]	Priemer [dB]	Medián [dB]
CorScience	-2,1546	30,9150	16,9420 \pm 6,8252	17,5174
Faros 360°	-0,7427	30,8612	16,6516 \pm 6,8682	16,3997
BiosignalPlux	-0,0937	22,7232	13,5552 \pm 3,7728	13,5812

Tab. 5.1: Štatistické parametre z vypočítaných hodnôt SNR po filtrácii: priemer, medián, minimum, maximum z 1. merania

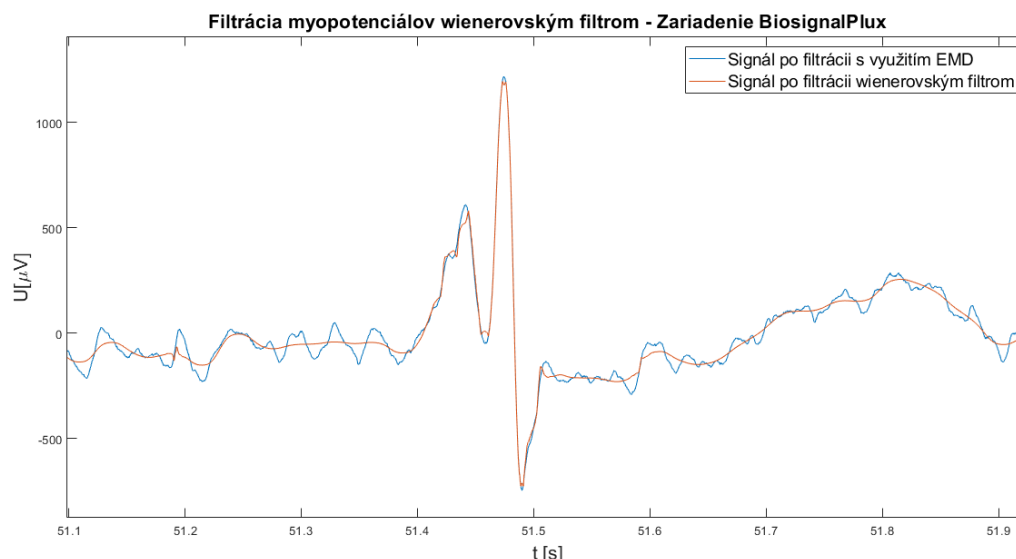
Zariadenia	Minimum [dB]	Maximum [dB]	Priemer [dB]	Medián [dB]
CorScience	-1,3734	26,7719	16,8045 \pm 5,6727	17,7785
Faros 360°	3,0469	29,1570	17,5421 \pm 5,4568	18,5756
BiosignalPlux	1,3842	27,6298	12,8025 \pm 5,5787	13,5480

Tab. 5.2: Štatistické parametre z vypočítaných hodnôt SNR po filtrácii: priemer, medián, minimum, maximum z 2. merania

Zariadenia	Minimum [dB]	Maximum [dB]	Priemer [dB]	Medián [dB]
Holtermmedical	4,2996	29,7933	23,3568 \pm 4,4535	24,9706
Faros 180°	9,8146	29,8982	23,2312 \pm 4,2092	24,0003

Tab. 5.3: Štatistické parametre z vypočítaných hodnôt SNR po filtrácii: priemer, medián, minimum, maximum z 3. merania

Po oddelení užitočnej zložky signálu algoritmom EMD a následnom odstránení 2 najnižších pásiem, vlnkovej transformácii, prahovaní a na záver wienerovskom vlnkovom filtri vykazujú takmer všetky zariadenia maximálnu hodnotu SNR od 26,77 dB do 30,92 dB. Táto hodnota je z oblasti pokojného úseku snímania, čím ukazuje na maximálnu schopnosť konkrétneho zariadenia zmerať EKG záznam pri dobrých podmienkach bez pohybu. Zariadenie BiosignalPlux má hodnotu zníženú na približne 22,72 dB v prvom meraní. Taktiež zariadenie BiosignalPlux horšie reaguje na rušenie zo svalov brucha. Filtrácia tohto úseku je zobrazená v prílohe B.1 pre porovnanie s nasnímanými signálmi z ďalších prístrojov. Za použitia vyššie zmienených metód filtrovania predstavuje najmenšiu schopnosť signál nasnímať kvalitne, čo dokazuje aj jeho priemerná hodnota SNR 13,56 dB v prvom meraní a 12,8 dB v druhom meraní. Predpokladaným dôvodom nižšej kvality pri tomto zariadení je umiestnenie elektród. Elektródy sa nachádzali veľmi blízko pri sebe, ako ukazuje aj obrázok z teoretickej časti 2.4. Práve konštrukcia kratších vodičov s elektródami mohla ovplyvniť krivku EKG, hlavne komplex QRS (zobrazený na obrázku nižšie) 5.1 pri pokojnom snímaní aj pri vytváraní myopotenciálov.



Obr. 5.1: EKG krivka zo zariadenia BiosignalPlux

Ako efektívnejšia varianta zisku užitočného signálu vychádzajú zariadenia Faros, Holtermmedical a CorScience. Dôvodom je, že v kritériách SNR (priemer, maximum) majú vyššie a približne rovnaké hodnoty. Ich parameter SNR sa taktiež vo väčších prejavoch myopotenciálov udržal priemerne vyššie ako 10 dB. Smerodajná odchýlka sa pri všetkých meraniach pohybuje v rozmedzí 3,77 dB až 6,87 dB. V rámci jedného merania sú smerodajné odchýlky signálov z jednotlivých zariadení veľmi podobné. Výnimkou je prístroj BiosignalPlux, ktorý sa v prvom meraní líši nižšou smerodajnou odchýlkou. Tá vyjadruje nižšiu mieru variability zmien SNR.

Z tabuľky 5.3 je viditeľné, že v treťom meraní (Faros 180°, Holtermmedical) sú priemerné hodnoty SNR výrazne vyššie. Dôvodom je, že v prvom a druhom meraní je dlhší zarušený úsek voči signálu bez myopotenciálov, čo v hodnotení signálu ako jedného celku priemernú hodnotu SNR znižuje. Avšak maximálna hodnota SNR pri zariadení Faros 360° z prvého a druhého merania s hodnotou SNR u Faros 180° je veľmi podobná. Z toho vyplýva, že tieto dve zariadenia od rovnakého výrobcu v daných podmienkach merania vykazujú približne rovnaké schopnosti. Rozdielom stále ostáva počet elektród (Faros 360°: 5 elektród, Faros 180°: 3 elektródy) a tým pádom aj počet kanálov (Faros 360°: 3 kanály, Faros 180°: 1 kanál). Záverom je, že tieto 4 zariadenia poskytujú kvalitné snímanie aj počas dlhšie navodeného rušenia. Ďalším dôležitým poznatkom je aj rozdielny vplyv pôvodu myopotenciálov na kvalitu signálu pri rôznych zariadeniach. Na zariadenie BiosignalPlux podľa meraní najviac vplýva zatnutie brušných svalov. Na kvalitu záznamu EKG z prístrojov Faros 360° a CorScience najviac pôsobilo rušenie zo zatnutia rúk a hornej časti hrudníka.

5.1 Vyhodnotenie vplyvu nastavení vlnkového a wienerovského filtru na výsledky

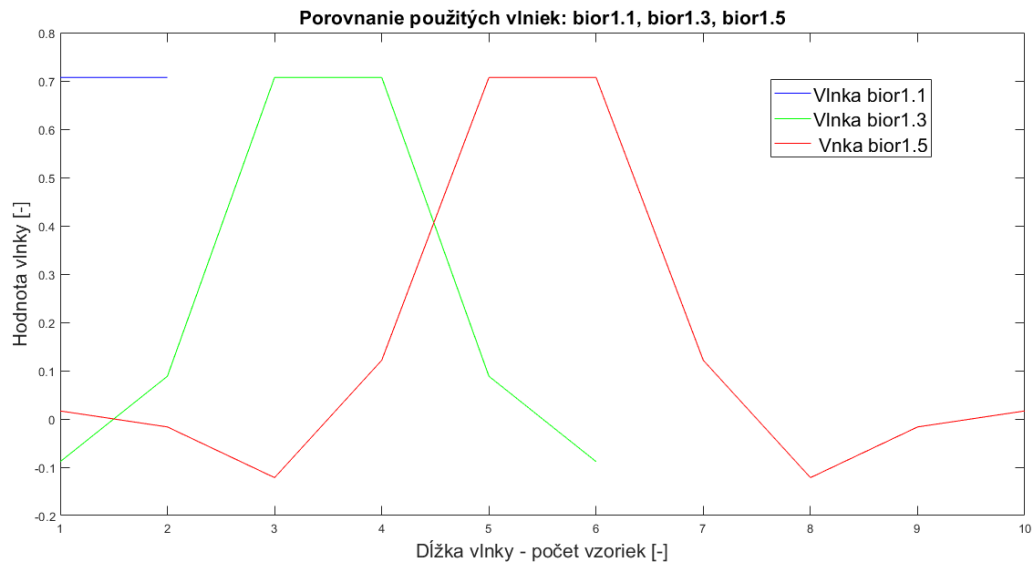
5.1.1 Vplyv výberu stupňa dekompozície

Parameter významne ovplyvňujúci výsledok filtrácie je stupeň dekompozície. Pri nesprávnej voľbe stupňa rozkladu mohlo dôjsť k veľmi skreslenej filtrácii aj pri vlnkovom filtri, aj v prípade wienerovského filtru. Z tohto dôvodu bol dôkladne prepočítavaný pri každej zmene vzorkovacej frekvencie. Výpočet bol nastavený tak, aby vlnková transformácia rozložila signál s ohľadom na pásma do 20 Hz. Podľa spektra signálu EKG je práve v pásme do 20 Hz najvyšší podiel užitočnej zložky. S týmto je spojená aj dôležitosť vhodne nastaviť počet pásiem, ktoré budú upravené (v našom prípade prahovaním a násobením korekčným faktorom) a tie, ktoré prejdú bez zmeny na výstup.

5.1.2 Vplyv výberu vlnky

Jedným z ďalších vstupov vlnkovej transformácie je názov banky filtrov, ktorý je použitý pri rozklade. V tejto práci boli heuristicky odskúšané 3 druhy vlniek zobrazených na obrázku 5.2. Tým, že vlnka bior1.1 sa výrazne líši od ďalších a jej tvar nie je podobný častiam krivky EKG, dalo sa predpokladať, že bude podávať horšie výsledky. Pri filtrácii s touto vlnkou boli výsledky naozaj horšie, avšak pri tvrdom prahovaní prekvapivo výsledky neukazujú až tak veľkú odchýlku (0,55 dB) vypočítaného SNR od vygenerovaného SNR.

Ako najlepšia varianta sa javí vlnka bior1.5, ktorá sa z uvedených svojím tvarom podobá najviac tvaru QRS komplexu. Preto bola použitá pre filtráciu reálnych signálov. Výsledky priemerných rozdielov SNR sú uvedené v tabuľke 4.2 pre vlnku bior1.5 a pre ostatné v prílohách A.1. Pre účely hodnotenia kvality pomocou SNR je filtrácia touto vlnkou postačujúca. Je viditeľné, že tvarom malú časť QRS komplexu oreže, ale jej výhodou je menej ostrý prechod symetricky okolo časti tvaru QRS komplexu. Ak by však bolo nutné detegovať rôzne chorobné stavy a rozmeriavať signál EKG, pripadajú ako vhodné voľby ďalšie vlnky, ktoré orežú komplex QRS ešte menej. Pri detekcii konkrétnej patológie by sa bolo nutné zamerať na vhodnosť vlnky v rámci daného úseku krivky EKG v prípade použitia vlnkovej transformácie.



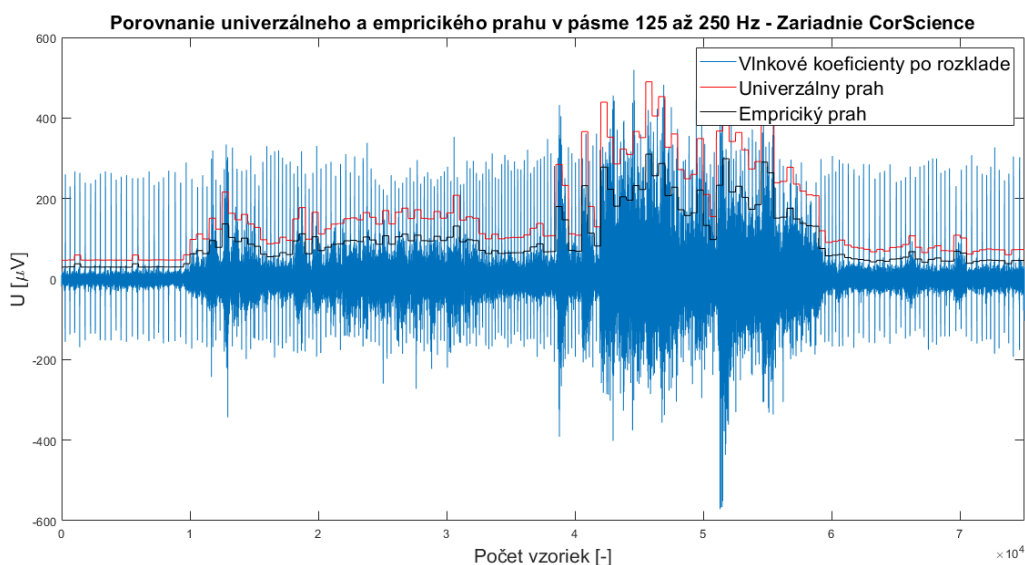
Obr. 5.2: Porovnanie tvaru kriviek - bior1.1, bior1.3, bior1.5

5.1.3 Vplyv výberu typu prahovania

Zaujímavým výsledkom je podobnosť užitočného signálu po filtrácii tvrdým a hybridným prahovaním. Ako už bolo spomínané v rámci spracovania umelých záznamov EKG, medzi týmito dvomi druhmi prahovania boli minimálne rozdiely. Rozdiely sú detailnejšie uvedené v tabuľke 4.2. Jedným z vysvetlení je, že parameter SNR je počítaný pre celkový signál. Prakticky to ukazuje na zaokrúhľovanie malých zákmitov na krivke EKG, pretože drobné kmity šumu na krivke nevyvolajú tak vysoké hodnoty šumovej zložky vo vzorci pre výpočet odhadu SNR. Z tohto dôvodu je nutné povedať, že sa jedná o odhad SNR, ktorý by musel byť pri rôznych rozmeraniach signálu EKG a detekciách spresnený. Hlavne pri detekcii vlny P je nutné mať časť signálu výborne odrušenú. Nevýhoda, ktorá vzniká pri využití tvrdého prahovania, je spojená s mierne nadprahovými vlnkovými koeficientmi. Tieto koeficienty nie sú potlačené a sú prevedené rovno na výstup, čo vo výsledku po zrekonštruovaní signálu prináša už vyššie spomínané drobné zákmity. Mäkké prahovanie prinieslo z hľadiska hodnotenia SNR najhoršie výsledky, čo môže byť spôsobené tým, že sú v signále nadprahové koeficienty výrazne tlmené a úseky krivky sú tým orezané a deformované. Hybridné prahovanie poskytlo dobré výsledky z hľadiska nami zvoleného parametra odhadu kvality signálu. Obrázky, kde je filtrácia detailne rozobraná síce ukazujú drobné orezanie komplexu QRS, no vo výsledku je signál vyhladený.

5.1.4 Vplyv výberu prahu

Po rozklade vlnkovou transformáciou sú určitým typom prahovania signály upravené. To, ktorý vlnkový koeficient bude potlačený a ktorý prejde na výstup bez zmeny, ovplyvňuje hodnota prahu. Preto bol prah počítaný v plávajúcom okne bez prekryvu v celom signále pre každé pásmo zvlášť. Tým bolo možné zabezpečiť, aby prah reagoval na zmenu v signáli. Nasledujúci obrázok 5.3 predstavuje vizuálne porovnanie univerzálneho a empirického prahu. Je viditeľné, že univerzálny prah je príliš vysoký, preto bol zvolený empirický prah s konštantou 3 ako výhodnejšia voľba.



Obr. 5.3: Porovnanie univerzálneho a empirického prahu počítaného zo signálu zariadenia CorScience pre najvyššie pásmo 125 Hz až 250 Hz

6 Záver

Prvým cieľom tejto práce bolo zoznámiť sa s problematikou snímania biosignálov pomocou nositeľných zariadení a s metódami stanovujúcimi kvalitu signálu. Táto problematika je rozobraná v teoretickej časti práce v prvých troch kapitolách. Prvá kapitola obsahuje popis základnej elektrofyziológie srdca pre pochopenie snímania elektrických potenciálov srdca vrátane popisu krivky EKG. Taktiež sú predstavené rôzne druhy rušení, ktoré sa pri meraní reálnych EKG záznamov môžu vyskytnúť. Druhá kapitola zahrňuje jednotlivé zariadenia použité v tejto bakalárskej práci s technickou špecifikáciou. Pre snímanie boli využité prístroje Faros 360°, Faros 180°, CorScience, BiosignalPlux a Holtermmedical. Posledná kapitola teoretickej časti prináša rozbor metód odhadu kvality signálu. Zahrňuje metódu SNR (pomer výkonu užitočného signálu a výkonu šumu), IHR (okamžitá srdcová frekvencia), SQI (index kvality signálu). Hlavná pozornosť je venovaná metóde, ktorá je využitá aj v praktickej časti: metóda SNR. Pri odhade parametru SNR je nutnosťou rozlíšiť užitočnú zložku od šumu. Z tohto dôvodu je v práci využitá filtrácia vlnkovým a wienerovským filtrom.

Praktickým cieľom práce bolo porovnať jednotlivé zariadenia podľa kvality nasnímaného signálu. Ako odhad kvality signálu slúžil výpočet parametru SNR. K získaniu hodnoty SNR predchádzalo odfiltrovanie šumu z pôvodného signálu. Pri nositeľných zariadeniach sú hlavnou zložkou rušenia myopotenciály, ktoré prekrývajú diagnosticky významné frekvenčné časti krivky EKG. Vhodnou voľbou na potlačenie tohto druhu šumu bolo využitie vlnkovej transformácie pre rozklad signálu a následná úprava prahovaním. Pre dosiahnutie ešte lepšieho výsledku filtrácie bol vlnkový filter rozšírený na wienerovský filter s metódou pilotného odhadu. Kvôli kolísaniu nulovej izolácie bol signál navyše filtrovaný s využitím metódy EMD, ktorá rozdelila signál na pásma s odlišnými frekvenčnými vlastnosťami a posledné 2 pásma (frekvenčne najnižšie) boli zo signálu odstránené.

Realizovaný algoritmus hodnotiaci kvalitu signálu bol otestovaný na umelých rôzne zarušených signáloch a reálnych signáloch nasnímaných zo zmienených zariadení. Na filtráciu mali vplyv nastavenia vlnkového resp. wienerovského filtru popísané v poslednej kapitole práce a diskusia ich pôsobenia. Po vyhodnotení najlepšej kombinácie z testovaných boli signály filtrované s nastavením: vlnka bior1.5, empirický prah s konštantou 3 a hybridné prahovanie. Výsledným hodnotením je porovnanie zariadení navzájom. Zariadenia si v jednotlivých kritériách konkurujú a skoro všetky vykazujú relatívne kvalitné snímanie biosignálov. V stave pokoja vykazujú SNR okolo 30 dB, v stave mierneho svalového rušenia je parameter SNR približne 20 dB a pri vysokej záťaži udržiavajú priemernú hodnotu okolo 10 dB. Výnimkou sa stáva zariadenie BiosignalPlux, ktoré už v pokojnom režime sníma so SNR 22,72 dB

v prvom meraní. V úsekoch s miernym zaťažením jeho hodnota SNR dokáže klesnúť pod 10 dB, čo značí vyššiu náchylnosť k šumu.

Dôležitým poznatkom je, že na výsledný parameter SNR mal vo veľkej miere vplyv pôvod rušenia. Podľa toho z akých svalov rušenie pochádzalo, bola dosiahnutá určitá kvalita nasnímaného signálu konkrétneho zariadenia. Z meraní vychádza, že prístroj BiosignalPlux najviac ovplyvňujú svaly brucha. Zariadenia Faros 360° a CorScience vykazujú najnižšiu kvalitu hlavne pri rušení zo svalov rúk a hornej časti hrudníka. Pri drepoch sa hodnota SNR znížila, ale nie tak výrazne ako u myopotenciálov z brucha, hrudníka a rúk. Vysvetlením výsledku je rozdielne umiestnenie elektród, ktoré má zásadný vplyv na výsledný signál. Pri záťažových testoch je teda umožnené odskúšať rozličné druhy pohybov a prispôbiť typ zariadenia diagnostickým potrebám. Prínosom je aj samotný vlnkový a wienerovský filter, ktorý môže byť podkladom pre ďalšie návrhy filtrácie.

Literatúra

- [1] THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [2] BĚLOHLÁVEK, J. *EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi*. Praha: Maxdorf, 2014. ISBN 978-80-7345-419-7.
- [3] *Prevodový systém srdca (EKG kniha) | TECHmED* [online]. [cit. 2019-01-01]. Dostupné z URL: <https://www.techmed.sk/prevodovy-system-srdca/>
- [4] BADA, V. *Základy klinickej elektrokardiografie: [vysokoškolská učebnica]*. 3. pre-pac. vyd. Bratislava: vydavateľstvo UK, 2002. ISBN 80-223-1718-7.
- [5] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2011.
- [6] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. ISBN 978-80-200-1308-8.
- [7] CECILIA VINZIO MAGGIO, Ana, María BONOMINI, Eric LACIAR a Pedro ARINI. *Quantification of Ventricular Repolarization Dispersion Using Digital Processing of the Surface ECG* [online]. 2012. [cit. 2019-01-01]. DOI: 10.5772/23050. ISBN 978-953-307-923-3. Dostupné z URL: https://www.researchgate.net/publication/221923119_Quantification_of_Ventricular_Repolarization_Dispersion_Using_Digital_Processing_of_the_Surface_ECG
- [8] SATIJA, U., B. RAMKUMAR a M. S. MANIKANDAN. A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [online]. 2018, 11, 36-52 [cit. 2019-01-01]. DOI: 10.1109/RBME.2018.2810957. ISSN 1937-3333. Dostupné z URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8304761/>
- [9] *800778 eMotion Faros Series Manual*. Kuopio: Mega Electronics Ltd, 2017. Dostupné z URL: https://www.defibrillator-deutschland.com/WebRoot/Store26/Shops/80965291/57DD/CDD2/F379/9729/EC82/C0A8/2AB9/4562/800778-2.3.0_eMotion_Faros_Series_Manual.pdf
- [10] *MedicalExpo* [online]. [cit. 2019-01-01]. Dostupné z URL: <http://pdf.medicaexpo.com/pdf/corscience/bt3-6-bt12-wireless-pc-ecg-devices/68115-125357.html>

- [11] *Bluetooth® External Telemetry BT3/6 ECG device from Corscience*. [online]. [cit. 2019-01-01]. Dostupné z URL: http://my.notocord.com/sites/my/files/reference_documentation/Corscience_BT3-6.pdf
- [12] *BiosignalPlux Manual*. Portugal: PLUX Wireless Biosignals S.A., 2018. Dostupné z URL: https://www.biosignalsplux.com/downloads/biosignalsplux_User_Manual_v.1.0.pdf
- [13] SMITAL, L. *Vlnková filtrace elektrokardiogramů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 99 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [14] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [15] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Brno: VUT IUM, 2005. ISBN 978-80-214-2911-6.
- [16] KOZUMPLÍK, J. *Prednášky z predmetu FACS*. 2018.
- [17] KOZUMPLÍK, J. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Brno, 2005. Habilitační práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [18] SMITAL, L. a J. KOZUMPLÍK. *Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace*. Elektorevue - elektronický časopis pro elektrotechniku [online], 12.11.2009 [cit. 2019-01-01]. Dostupné z URL: <http://www.elektrorevue.cz/cz/clanky/zpracovani-signalu/40/filtrace-signalu-ekg-s-vyuzitim-vlnkove-transformace/>
- [19] KOZUMPLÍK, J. *Multitaktní systémy*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005.
- [20] GE, Xinmin, Yiren FAN, Jiangtao LI, Yang WANG a Shaogui DENG. Noise reduction of nuclear magnetic resonance (NMR) transversal data using improved wavelet transform and exponentially weighted moving average (EWMA). *Journal of Magnetic Resonance* [online]. 2015, 251, 71–83. [cit. 2019-01-01]. DOI: 10.1016/j.jmr.2014.11.018. ISSN 1090-7807. Dostupné z URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1090780714003413/>
- [21] PAL, Saurabh a Madhuchhanda MITRA. Empirical mode decomposition based ECG enhancement and QRS detection. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2012, 42(1), 83–92. ISSN 0010-4825. Dostupné z URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482511002083/>

- [22] ORPHANIDOU, C., T. BONNICI, P. CHARLTON, D. CLIFTON, D. VALLANCE a L. TARASSENKO. Signal-Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2015, 19(3), 832–838.[cit. 2019-01-01]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2338351. ISSN 2168-2194. Dostupné z URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6862843>
- [23] GHOLINEZHADASNEFESTANI, Shima, Andriy TEMKO, Nathan STEVENSON, Geraldine BOYLAN, Gordon LIGHTBODY a William MARNANE. Assessment of quality of ECG for accurate estimation of Heart Rate Variability in newborns. *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [online]. 2015, 5863–5866. [cit. 2019-01-01]. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7319725. ISSN 1557-170X. Dostupné z URL: https://www.researchgate.net/publication/308829662_Assessment_of_quality_of_ECG_for_accurate_estimation_of_Heart_Rate_Variability_in_newborns
- [24] SMITAL, L. a J. KOZUMPLÍK. *Software pro generování myopotenciálů*. Česká republika, 2010.
- [25] SMITAL, L. a M. VÍTEK. *ECG Maker*. Česká republika, 2010.
- [26] SHOELSON, Brett. edfRead. *MathWorks*. [online] ©2009 - 2012 [cit. 2019-03-29]. Dostupné z URL: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/31900-edfread>
- [27] WANG, Yung-Hung, Chien-Hung YEH, Hsu-Wen Vincent YOUNG, Kun HU a Men-Tzung LO. On the computational complexity of the empirical mode decomposition algorithm. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* [online]. 2014, 400, s. 159–167 [cit. 2019-03-29]. DOI: 10.1016/j.physa.2014.01.020. ISSN 0378-4371. Dostupné z URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378437114000247>

Zoznam symbolov, veličín a skratiek

EDA	Elektrodermálna aktivita - Electrodermal Activity
FT	Fourierova transformácia - Fourier transform
CWT	Spojité vlnková transformácia - Continuous wavelet transform
DWT	Diskrétna vlnková transformácia - Discrete wavelet transform
WT	Vlnková transformácia - Wavelet transform
IMF	Funkcie vnútorného režimu - Intrinsic mode functions
IHR	Instantaneous Heart Rate
SQI	Signal Quality Index

Zoznam príloh

A	Umelé signály	58
A.1	Tabuľky vyhodnotenia rozdielu medzi generovaným SNR a vypočítaným SNR po filtrácii vlnkovým filtrom	58
B	Reálne signály	60
B.1	1.meranie - rušenie hlavne zo svalov brucha	60
B.2	2.meranie - rušenie hlavne zo svalov rúk a hornej časti hrudníka . . .	60
B.3	3.meranie - rušenie hlavne z drepov	61
C	Obsah priloženého CD	62

A Umelé signály

A.1 Tabuľky vyhodnotenia rozdielu medzi generovaným SNR a vypočítaným SNR po filtrácii vlnkovým filtrom

Vygenerované SNR [dB]	SNR 1 [dB]	SNR 2 [dB]	SNR 3 [dB]
-20	-19,5659	-19,5780	-19,5850
-15	-14,9105	-15,0898	-15,1265
-10	-10,2566	-10,1209	-10,2565
-7	-7,2049	-7,1578	-7,3357
-5	-5,3525	-5,3098	-5,3701
-3	-3,3274	-3,2564	-3,3135
-1	-1,2698	-1,3006	-1,3160
0	-0,3151	-0,2183	-0,3959
1	0,7367	0,78805	0,6766
3	2,8461	2,8129	2,7010
5	4,8780	4,9516	4,5811
7	6,8894	6,8292	6,6789
10	10,0038	9,8910	9,6610
15	14,8106	14,7882	14,4194
20	19,3583	19,2454	18,9361
25	23,4412	23,2979	22,6505
30	26,2554	25,6375	25,1048
Priemerný rozdiel [dB]	0,5316	0,5667	0,7718

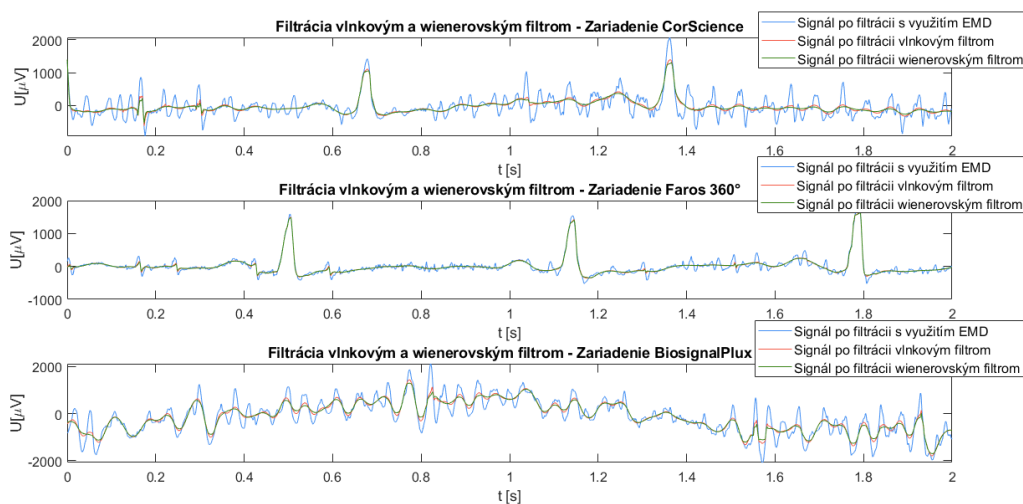
Tab. A.1: Porovnanie vygenerovaného SNR s vypočítaným SNR po filtrácii umelo zarušených signálov s parametrami: vlnka bior1.1, empirický prah, filtrované 3 pásma (frekvenčne 15,625 až 125 Hz) SNR 1 - pri tvrdom prahovaní, SNR 2 - pri mäkkom prahovaní, SNR 3 - pri hybridnom prahovaní

Vygenerované SNR [dB]	SNR 1 [dB]	SNR 2 [dB]	SNR 3 [dB]
-20	-19,3480	-19,3965	-19,5117
-15	-14,8997	-14,8224	-14,8960
-10	-9,9831	-9,8582	-10,0755
-7	-6,8999	-7,0481	-7,0317
-5	-4,9059	-4,9526	-4,9463
-3	-3,0391	-2,9269	-3,0758
-1	-0,9515	-0,9753	-0,9975
0	0,0310	0,0818	0,0032
1	0,9606	1,1236	0,9445
3	3,1337	3,12	3,0027
5	5,2399	5,1711	5,1685
7	7,1308	7,1466	7,0314
10	9,9658	10,0441	9,9716
15	14,9898	14,915	14,8665
20	19,8849	19,7707	19,6977
25	24,3933	24,0662	24,1723
30	28,1775	26,8944	27,8101
Priemerný rozdiel [dB]	0,2479	0,3622	0,2691

Tab. A.2: Porovnanie vygenerovaného SNR s vypočítaným SNR po filtrácii umelo zarušených signálov s parametrami: vlnka bior1.3, empirický prah, filtrované 3 pásma (frekvenčne 15,625 až 125 Hz) SNR 1 - pri tvrdom prahovaní, SNR 2 - pri mäkkom prahovaní, SNR 3 - pri hybridnom prahovaní

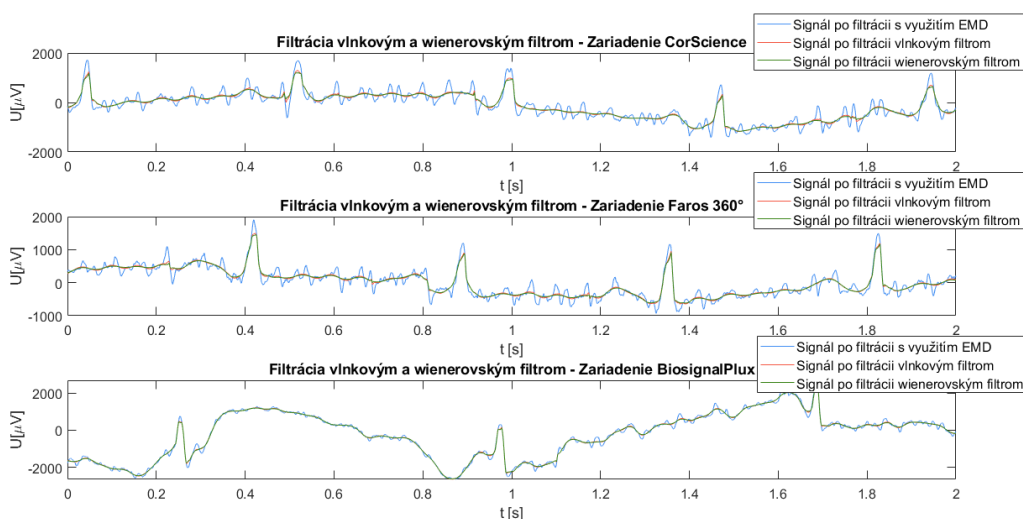
B Reálne signály

B.1 1.meranie - rušenie hlavne zo svalov brucha



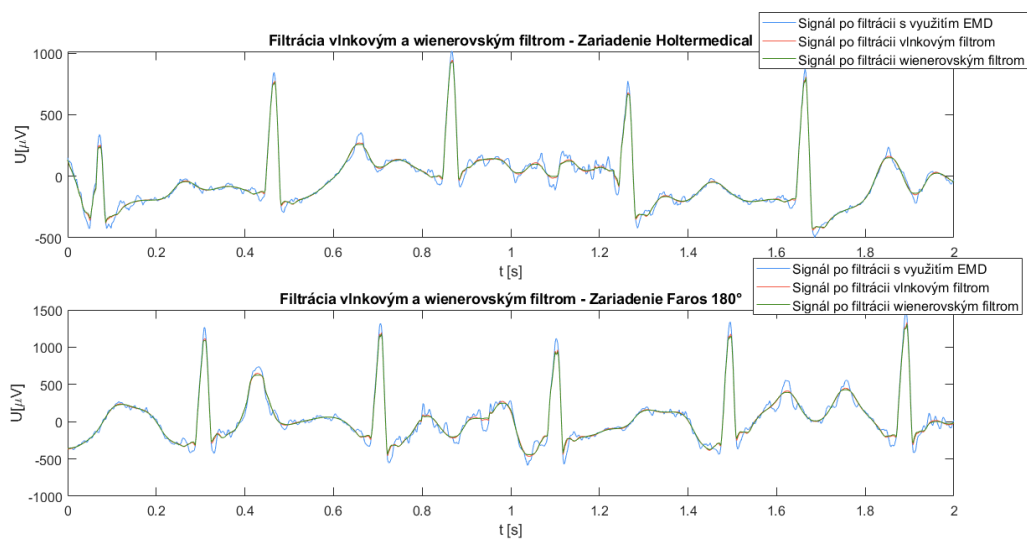
Obr. B.1: Prehľad filtrácie z 3 zariadení s väčším množstvom šumu v rovnakom čase - pri zatínaní svalov brucha

B.2 2.meranie - rušenie hlavne zo svalov rúk a hornej časti hrudníka



Obr. B.2: Prehľad filtrácie z 3 zariadení s väčším množstvom šumu v rovnakom čase - pri zatínaní svalov rúk a hornej časti hrudníka

B.3 3.meranie - rušenie hlavne z drepov



Obr. B.3: Prehľad filtrácie z 3 zariadení s väčším množstvom šumu v rovnakom čase - pri drepoch

C Obsah priloženého CD

CD obsahuje dva hlavné priečinky s názvami Umelé Signály a Reálne Signály. V každom priečinku sa nachádzajú príslušné funkcie pre spracovanie daného druhu EKG záznamu. Taktiež sú v daných zložkách aj prevzaté funkcie, ktoré sú v literatúre odcitované.

- UmeleSignaly/ - priečinok obsahuje funkcie a skripty využité pre spracovanie umelých signálov (generovanie umelých signálov, filtrácia a odhad kvality pomocou parametru SNR)
 - VystupneData - priečinok obsahujúci výstup z parametrizovanej filtrácie umelých signálov s využitím vlnkovej transformácie a jeho spracovanie
- RealneSignaly/ - priečinok obsahuje funkcie a skripty využité pre spracovanie reálnych signálov (načítanie reálnych signálov, filtrácia a odhad kvality pomocou parametru SNR)